

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

AMIR CURCIO DOS REIS

**Análise cinética, cinemática e eletromiográfica durante o
primeiro salto do triplo *hop test* em mulheres com a síndrome
da dor femoropatelar: uma comparação com mulheres
assintomáticas**

SÃO PAULO

2013

AMIR CURCIO DOS REIS

**Análise cinética, cinemática e eletromiográfica durante o
primeiro salto do triplo *hop test* em mulheres com a síndrome
da dor femoropatelar: uma comparação com mulheres
assintomáticas**

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Ciências da
Reabilitação da Universidade Nove de Julho como
parte dos requisitos para obtenção do título de
Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia
Lucareli

SÃO PAULO

2013

Reis, Amir Curcio dos.

Análise cinética, cinemática e eletromiográfica durante o primeiro salto do triplo hop test em mulheres com a síndrome da dor femoropatelar: uma comparação com mulheres assintomáticas. / Amir Curcio dos Reis./ 2013.

119 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2013.

Orientador (a): Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli.

1. Condromalácia, 2. Dor Anterior no Joelho, 3. Biomecânica, 4. Quadril, 5. Patela.

I. Lucareli, Paulo Roberto Garcia.

II. Título

CDU 615.8

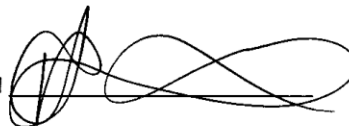
São Paulo, 03 de dezembro de 2013.

TERMO DE APROVAÇÃO

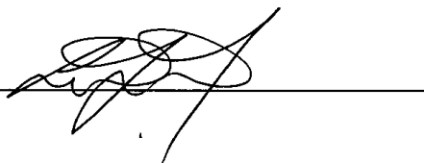
Aluno(a): AMIR CURCIO DOS REIS

Título da Dissertação: Análise cinemática, cinética e eletromiográfica de mulheres com a síndrome da dor femoropatelar durante o triplo *Hop Test*: uma comparação com mulheres assintomáticas"

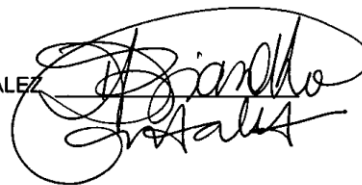
Presidente: PROF. DR.: PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI



Membro: PROFA. DRA.: LIU CHIAO YI



Membro PROFA. DRA.: DANIELA APARECIDA BIASOTTO GONZALEZ



DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Joaquim Abrantes e Ana Maria, por todo carinho e dedicação que me oferecem a cada dia. Por muitas das vezes abdicarem seus próprios projetos para que eu pudesse realizar os meus sonhos, sempre me apoiando e incentivando com atitudes e gestos de muito amor. Meu eterno amor e gratidão a vocês.

Aos meus irmãos, Alice Curcio e Joaquim Junior, por sempre acreditarem no meu potencial e pelo incentivo em todos os momentos, fazendo com que eu me sentisse cada vez mais capaz.

À minha afilhada, Letícia Reis de Azevedo, que veio ao mundo para trazer ainda mais alegria para a minha vida.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar à Deus, pelo dom da vida e por ter me dado a oportunidade de concluir essa importante etapa da minha vida.

Aos meus pais, Joaquim Abrantes e Ana Maria, pelo total apoio, por acreditarem em mim e por terem adormecido alguns de seus sonhos para que eu pudesse alcançar os meus.

Aos meus irmãos, Alice Curcio e Joaquim Júnior por todo apoio e incentivo dado durante esse período.

À todos os meus familiares que, mesmo de longe, sempre me deram força e mandaram vibrações positivas para que eu pudesse driblar os obstáculos que apareceram no meio do caminho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo Lucareli, primeiramente por ter acreditado em mim e ter me dado essa oportunidade de realizar esse sonho; por tudo que me ensinou durante esse período, pela sua dedicação contínua para a execução do trabalho; por ter despertado ainda mais em mim o interesse pela vida acadêmica e por ter se tornado um grande amigo.

Ao mentor e amigo, Prof. Dr. Thiago Fukuda, por sempre ter acreditado em mim e por tudo que me ensinou até aqui.

Ao amigo que esse projeto me deu, André Bley, pela ajuda e companheirismo na execução desse projeto. Sua ajuda foi super importante para que esse projeto realmente fosse finalizado.

À fisioterapeuta e amiga, Nayra Rabelo, pelas produtivas discussões ao longo de todo esse período, que muito acrescentaram a esse projeto.

À minha companheira de Laboratório, Bruna Lima, pelos bons momentos proporcionados ao longo desse tempo.

Às alunas de iniciação Científica, Juliana Marques do Santos Serqueira e Shirlei da Conceição Mei, pela ajuda durante a coleta de dados.

À professora Daniela Biasotto e ao professor Fabiano Polliti, pelo apoio e suporte quando necessário.

Aos meus amigos e companheiros de “republica”, Marcelo Cardoso e Alberto Sadaw, pelos bons momentos vividos e pelo companheirismo ao longo desse tempo.

Aos meus eternos amigos, Aldo Júnior, Bruno Ferreira, Danilo Campelo, Diego Raoni, Henrique Latterza e Paulo José Silva, por todos os momentos de descontração vividos, mesmo que na maioria deles à distância e por tudo que representam para mim.

Às voluntárias que concordaram em participar da pesquisa, contribuindo grandemente para o avanço da ciência no que se refere à busca incessante pelo melhor entendimento da Síndrome da dor femoropatelar.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo importante apoio financeiro durante toda a realização da pesquisa.

Àqueles que sempre acreditaram e torceram por mim.

À Universidade Nove de Julho, por possibilitar a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original.

Albert Einstein

RESUMO

A síndrome da dor femoropatelar (SDFP), comum em mulheres que apresentam o valgo dinâmico, é uma das principais consequências das alterações biomecânicas em membros inferiores. A análise cinética, cinemática e eletromiográfica desses pacientes vem sendo amplamente estudada em atividades funcionais como subir e descer escadas, caminhada, e corrida, entretanto, precisa ser mais discutida em atividades de grande demanda muscular, pois nestas ocasiões podem ocorrer diferentes padrões compensatórios de movimento. Sendo assim, o objetivo desse estudo foi comparar as estratégias biomecânicas do tronco e membro inferior durante a fase de transição do primeiro para o segundo salto do triplo *hop test* (THT) em mulheres com e sem SDFP. Quarenta mulheres ativas entre 18 e 35 anos foram divididas em dois grupos: Femoropatelar (GF) e controle (GC). As voluntárias realizaram o THT e as variáveis cinéticas, cinemáticas e eletromiográficas foram coletadas durante a transição do primeiro para o segundo salto. Para a coleta dos dados foram utilizadas oito câmeras infravermelho, uma plataforma de força e um eletromiógrafo. As mulheres do GF apresentaram maior pico de flexão anterior e ipsilateral do tronco; inclinação contralateral da pelve; adução e rotação interna do quadril e pronação do pé. Apresentaram também maior momento interno extensor do joelho, abductor de quadril e joelho, menor atividade muscular do glúteo médio e maior atividade do bíceps femoral durante o ciclo do salto ($p < 0,05$). Os resultados mostram que Comparadas ao grupo controle, mulheres com SDFP apresentam alterações cinéticas, cinemáticas e eletromiográficas durante a fase de desaceleração e aceleração do THT. Além disso, mulheres sintomáticas

apresentam diferença no tempo e na sequência dos picos de amplitude articular

Palavras-chave: condromalácia, dor anterior no joelho, biomecânica, quadril, patela.

ABSTRACT

Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is common in women with dynamic knee valgus and is one of the main consequences of biomechanical abnormalities in lower extremities. Kinetic, kinematic and electromyographic analysis of these patients has been widely studied during functional activities such as ascending and descending stairs, walking and running. However, these characteristics should be studied during high challenging activities, as these may lead to the occurrence of different compensatory movement patterns. The aim of the present study was to compare the biomechanical strategies of the trunk and lower limb during the transition phase between the first and second jump of the single leg triple hop test (SLTHT) in women with and without PFPS. Forty active women, aged between 18 and 35 years, were divided into two groups: patellofemoral (PFPS) and control group (CG). The volunteers performed the SLTHT and the kinetic, kinematic and electromyographic variables were collected during the transition from the first to the second hop. Eight infrared cameras, a force platform and an electromyograph were used to collect the data. The women in the PFPS group exhibited greater anterior and ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction and internal rotation and foot pronation. They also exhibited a greater internal knee extensor moment, hip and knee abductor internal moment, less muscle activity in the gluteus medius and more biceps femoral activity during the jump cycle ($P < 0.05$). The results demonstrate that the women with PFPS exhibited different biomechanical behavior patterns than the asymptomatic women during the single leg triple hop test.

Key points: chondromalacia, anterior knee pain, biomechanic, hip, patella

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE ABREVIATURAS

RESUMO

ABSTRACT

1	CONTEXTUALIZAÇÃO	15
2	OBJETIVOS.....	20
2.1	Objetivo Geral.....	21
2.2	Objetivos Específicos	21
3	MÉTODOS	22
3.1	Tipo de Estudo	23
3.2	Local do Estudo	23
3.3	Aspectos Éticos	23
3.4	Hipóteses	23
3.5	Calculo da Amostra.....	24
3.6	Estruturação da amostra	24
3.7	Critérios de inclusão grupo femoropatelar.....	24
3.8	Critérios de inclusão do grupo controle	24
3.9	Critérios de exclusão	25
3.10	Sujeitos	25
3.11	Procedimentos - Dados antropométricos e exame preliminar.....	25
3.12	Calibração do equipamento	26
3.13	Preparação dos sujeitos	27
	3.13.1 Colocação dos marcadores.....	27
3.14	Cinemática	30

3.15	Cinética	30
3.16	Eletromiografia de superfície (sEMG)	31
3.17	Familiarização com os equipamentos e procedimentos	32
3.18	Descrição da tarefa	34
3.19	Processamento dos dados	34
3.20	Variáveis de desfecho	36
3.21	Análise estatística	37
4.	RESULTADOS	38
4.1	Comprovante de submissão à Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy (JOSPT)	39
4.2	Trabalho submetido à Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy	40
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	63
	Referências Bibliográficas	65
	ANEXOS	76
	ANEXO 1 - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa UNINOVE	77
	ANEXO 2 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	78
	ANEXO 3 - Anterior Knee Pain Scale	82
	ANEXO 4 - Descrição do Protocolo de Mensurações Antropométricas	84
	ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O MESTRADO	84

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Fluxograma do estudo

Figura 2: Marcadores passivos retro – reflexivos usados para coleta

Figura 3: Conjunto de marcadores utilizados durante a coleta

Figura 4: Camera infra-vermelho

Figura 5: Modelo biomecânico com os marcadores

Figura 6: Plataforma de força posicionada no centro da área de coleta

Figura 7: Fase de aterrissagem e impulsão durante a transição do primeiro para o segundo salto do THT, mostrando o início (0%) e o final (100%) do ciclo do salto.

LISTA DE ABREVIATURAS

SDFP: Síndrome da dor femoropatelar

CCF: Cadeia cinética fechada

THT: triplo *hop test*

FRS:Força de reação do solo

sEMG: Eletromiografia de superfície

STROBE - *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology*

UNINOVE: Universidade Nove de Julho

CEP: Comitê de Ética em Pesquisa

CNS: Conselho Nacional de Saúde

GF: grupo femoropatelar

GC: grupo controle

EIAS: espinha ilíaca ântero-superior

C7:sétima vértebra cervical

T10: décima vértebra torácica

LANK:*Left Ankle*

LASI: *Left anterior spine iliac*

LEDs:*Light-emitting diode*

LHEE:*Left Heel*

LKNE:*Left Knee*

LPSI:*Left posterior spine iliac*

LSHO:*Left Shoulder*

LTHI:*Left Thigh*

LTHI1:*Left Thigh 1*

LTIB:*Left Tibia*

LTOE:*Left Toe*

LEDs: diodo emissor de luz

3D:tridimensional

SENIAM: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

CIVM: Contração isométrica voluntária máxima

MID: Membro inferior direito

MIE: Membro inferior esquerdo

FRS: força de reação do solo

RMS: root mean square

TDF: *Tab Delimited Files*

DP: desvio padrão

IMC: índice de massa corporal

EVA: escala visual analógica

SPSS: *Statistical Package for Social Sciences* versão 15.0

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

A síndrome da dor femoropatelar (SDFP), ou dor anterior no joelho, constitui uma condição clínica caracterizada por dor retro ou peripatelar durante atividades que envolvam descarga de peso no membro inferior, como a marcha, corrida, salto, subida e descida de escadas, dentre outros (WITVROUW *et al.*, 2000; COLLADO, FREDERICSON, 2010; LANKHORST, BIERMA-ZEINSTRA; VAN MIDDELKOOP, 2012). Esta síndrome representa uma das doenças ortopédicas mais comuns entre as mulheres ativas com faixa etária de 18 a 40 anos, chegando a caracterizar até 25% de todas as lesões de joelho tratadas em clínicas de fisioterapia especializada e podendo ser fator limitante no que diz respeito à prática de atividades físicas e, até mesmo, no processo de socialização do indivíduo acometido (SELFE *et. al.* 2013; NAKAGAWA, *et. al.* 2012; DAVIS, POWERS, 2009; POWERS, 1998; BOLING *et a.*, 2010).

Seus fatores etiológicos são multifatoriais e podem ser classificados como locais, distais ou proximais. Os fatores locais são aqueles situados ao redor da articulação do joelho, tais como o déficit de ativação do músculo vasto medial em relação ao vasto lateral (COWAN *et. al.* 2001; COWAN, *et. al.* 2002; OWINGS, GRABINER, 2002; TANG, *et. al.* 2001; COOK *et. al.* 2012; PAPPAS; WONG-TOM, 2012), tensão no retináculo lateral da patela, isquiotibiais, banda iliotibial e gastrocnêmios (PIVA, GOODNITE, CHILDS, 2005); os fatores distais estão relacionados ao pé e tornozelo, como a pronação excessiva da articulação subtalar (DAVIS, POWERS, 2009; SELFE *et. al.* 2013); já os fatores proximais dizem respeito, principalmente, ao déficit de força dos músculos que compõem o complexo pósterolateral do quadril: abdutores, extensores e rotadores laterais (DAVIS, POWERS, 2009; POWERS, 2010; LONG ROSSI, POWERS, 2010; MAGALHÃES, *et. al.* 2013).

Na última década, os fatores proximais vem se consolidando cada vez mais como uma importante causa da síndrome, sendo diretamente relacionados à presença de dor anterior no joelho por permitirem um desarranjo biomecânico no membro inferior quando em atividades com descarga de peso, conhecido como valgo dinâmico do joelho, pois uma vez fracos, os músculos do complexo pósterolateral não são capazes de controlar o movimento do membro inferior durante tais atividades, o que leva à sobrecarga articular em todo o membro (POWERS, 2003; CROWEL, WOFFORD, 2012; SALSICH, GRACI, MAXAM, 2012; MUNRO,

HERRINGTON, CAROLAN, 2012; MAGALHÃES, et. al. 2013; ISMAIL, GAMALELDEIN, HASSA, 2013).

Caracterizado pela combinação de excessivos movimentos de pronação do pé, adução e rotação medial do fêmur, rotação e queda da pelve para o lado contralateral durante atividades em cadeia cinética fechada (CCF) (BARTON et al, 2011; BRECHTER; POWERS, 2002; SELFÉ et al, 2008; WILSON; DAVIS, 2008; BOLGLA et al, 2008; POWERS, 2003; PRINS; VAN DER WURF, 2009; SOUZA; POWERS, 2009), o valgo dinâmico é um sinal clínico presente em pacientes com a SDFP e pode ser o mecanismo desencadeador de lesões na região lombo-pélvica, articulação do quadril e tornozelo (BIZZINI et al, 2003, HEIDERSCHEIT, 2010; IRELAND et al, 2003; POWERS, 2003; SALSICH; PERMAN, 2007; SOUZA, 2010; PRINS; VAN DER WURF, 2009).

Dentro de uma situação normal, a patela e o fêmur encontram-se com suas superfícies articulares coaptadas, o que promove uma grande área de contato entre essas duas estruturas ósseas (NEUMANN, 2006). Uma vez presente, o valgo dinâmico levará à diminuição da área de contato entre essas estruturas ósseas, aumentando o vetor lateralizante da patela e estressando a articulação femoropatelar, em virtude, principalmente, da adução e rotação medial do fêmur. Sendo assim, cada vez mais os estudos mostram que a SDFP está diretamente ligada à presença do valgo dinâmico do joelho (PIVA, et al; 2006; ISLAM, et. al. 2013; PRINS; VAN DER WURF, 2009; SOUZA; POWERS, 2009; POWERS, 2003).

Nesse sentido, o controle das alterações biomecânicas do membro inferior tem se caracterizado como a chave para melhor distribuição de carga na articulação femoropatelar. Uma vez entendidos os desarranjos biomecânicos presentes teremos mais condições de intervir de forma eficaz no tratamento das mulheres com SDFP (POWERS, 2003).

Com base nisso, alguns estudos tem avaliado a cinética, a cinemática e as ações musculares que controlam as articulações do quadril, joelho e tornozelo, assim como a influência da movimentação do tronco em mulheres com SDFP durante atividades com descarga de peso (BLACKBURN, PÁDUA, 2009; POWERS, 2010; MCKENZIE, et. al., 2010; NAKAGAWA, et. al, 2012; CLAUDON et al, 2012;

DIERKS et al, 2008; POWERS, 2010; THOMEE et al, 1999; WILSON; DAVIS, 2008; CLAUDON et al, 2012; DIERKS et al, 2008; POWERS, 2010; NAKAGAWA et al, 2012; BARTON, 2009; WIRTZ, WILLSON, KERNOZEK, HONG, 2012.), mas estes estudos não são consensuais. Alguns deles, por exemplo, apontam para uma maior amplitude de adução e rotação medial do quadril (MCKENZIE, et. al, 2010; SALSICH, LONG-ROSSI, 2010; WILLSON, DAVIS, 2009; MCKENZIE, et. al, 2010; SOUZA, POWERS, 2009), enquanto outros afirmam o contrário (BOLGLA, et. al, 2008; DIERKS, et. al, 2011) e outros não apontam diferenças para tais variáveis (BOLGLA, et. al, 2008; SALSICH, LONG-ROSSI, 2010).

Entretanto, apesar de encontrarmos estudos na literatura (WANG, PENG, 2013) que avaliaram a biomecânica de pessoas com SDFP durante atividades como corrida, descida de escadas, marcha e salto vertical, nenhum deles avaliou uma atividade mais vigorosa, como o salto progressivo. Acreditamos que as características biomecânicas em atividades de maior impacto, precisam ser melhor entendidas, mais avaliadas e discutidas, pois padrões anormais de movimentos podem ser exacerbados durante estas atividades, o que pode facilitar o entendimento das alterações biomecânicas presentes.

Munro e colaboradores (MUNRO, HERRINGTON, COMFORT, 2012) avaliaram as características cinemáticas durante a fase de aterrissagem do salto unipodal em atletas de basquete e futebol, apontando maior amplitude de movimento do quadril e joelho no plano frontal, entretanto, esse estudo avaliou apenas o ângulo de projeção do joelho no plano frontal, com uma análise em duas dimensões, sem avaliar as características cinéticas e musculares, que podem nos ajudar a entender ainda mais como controlar esse desarranjo.

As principais estruturas responsáveis por esse controle são os músculos da articulação do quadril (ROBINSON; NEE, 2007; CLAUDON et al, 2012; DIERKS et al, 2008; POWERS, 2010; THOMEE et al, 1999; WILSON; DAVIS, 2008). Estudos recentes têm mostrado que em mulheres com SDFP existe fraqueza da musculatura do complexo pósterolateral do quadril, principalmente os músculos glúteo médio e glúteo máximo, as duas estruturas musculares que talvez sejam os maiores estabilizadores dessa articulação (MAGALHÃES, 2010; NAKAGAWA, 2012). Sendo assim, a avaliação da atividade muscular nas mulheres com síndrome da dor

femoropatelar também constitui um importante fator na busca do entendimento das estratégias biomecânicas adotadas por esses pacientes durante as atividades com descarga de peso.

Dentre as atividades mais vigorosas, que requerem alta demanda muscular, acreditamos que o triplo hop test, que simula um salto em progressão, caracteriza um importante teste funcional, uma vez que é frequentemente usado na prática clínica do fisioterapeuta por avaliar a estabilidade dinâmica do joelho, além de ser, muitas vezes, utilizado como critério de alta para os pacientes com qualquer tipo de lesão no joelho. Trata-se de um método confiável e reproduzível para quantificar a evolução clínica durante o processo de reabilitação (PETSCHNIG et al, 1998; FITZGERALD et al, 2001; REID et. Al. 2007; HAMILTON, 2008; SWEARINGEN, 2011) e que, no nosso entendimento, pode fornecer informações importantes no que diz respeito ao comportamento biomecânico do membro inferior durante atividades mais vigorosas, que até o momento não encontramos na literatura.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Comparar as estratégias biomecânicas do tronco e membro inferior durante a fase de transição do primeiro para o segundo salto do triplo hop test em mulheres com e sem SDFP.

2.2 Objetivos Específicos

Avaliar e comparar a cinemática angular do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo nas mulheres com e sem a SDFP;

Identificar e comparar a sequência que ocorrem os picos de movimentos articulares nas mulheres com e sem a SDFP;

Comparar os momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo nas mulheres com e sem a SDFP;

Avaliar e comparar a atividade eletromiografia de superfície (sEMG) dos músculos glúteo médio, glúteo máximo, bíceps femoral e vasto lateral nas mulheres com e sem a SDFP.

3.MÉTODOS

3.1 Tipo de Estudo

Trata-se de um estudo observacional com desenho metodológico transversal, descrito e baseado nas normas do STROBE – *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology* (MALTA et al., 2010).

3.2 Local do Estudo

A pesquisa foi desenvolvida no laboratório integrado de análise do movimento da Universidade Nove de Julho (UNINOVE), campus Vergueiro, sito à rua Vergueiro, 235, Liberdade – SP.

3.3 Aspectos Éticos

O presente estudo foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNINOVE (parecer nº15426/2012) (Anexo 1) de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

3.4 Hipóteses

Para o desenvolvimento desse estudo foi elaborada a seguinte pergunta de pesquisa: as mulheres com síndrome da dor femoropatelar apresentam comportamento biomecânico diferente das mulheres assintomáticas durante o triplo hop test?

A elaboração dessa pergunta permite a formação das hipóteses para o estudo, sendo:

H^0 ou hipótese nula: as mulheres com síndrome da dor femoropatelar não apresentam comportamento biomecânico diferente das mulheres sem a síndrome.

H^1 ou hipótese alternativa: o comportamento biomecânico das mulheres com a síndrome da dor femoropatelar é diferente das mulheres sem a SDFP.

3.5 Cálculo da Amostra

A amostra foi calculada levando em consideração o pico de flexão de joelho, de acordo com o estudo de Pollard (POLLARD et. al. 2010), que mostrou que amplitudes máximas geradas no plano sagital podem influenciar os valores cinéticos e cinemáticos do valgo do joelho. Dessa forma, para um $\alpha = .05$ e um $\beta = .10$ (poder 90%), com uma diferença entre os grupos de 11 graus para flexão do joelho e um desvio padrão de 10 graus, obtivemos 17 indivíduos para serem avaliados em cada um dos grupos. Para proteger o tamanho da amostra, no caso de eventuais perdas durante o processamento dos dados, recrutou-se 15% a mais de voluntários, totalizando 20 indivíduos por grupo.

3.6 Estruturação da Amostra

Para a seleção dos voluntários da pesquisa foi realizado um levantamento na lista de espera da Clínica de Fisioterapia da UNINOVE, além da coleta direta de pacientes em entrevistas realizadas nas salas de aula da faculdade.

3.7 Critérios de Inclusão do grupo femoropatelar

Mulheres fisicamente ativas (BLACKBURN, PÁDUA, 2009) do sexo feminino entre 18 e 35 anos de idade que apresentassem história de dor anterior no joelho nos últimos três meses e informassem aumento dos sintomas em pelo menos duas das seguintes atividades provocadoras de dor no joelho segundo Tomee (TOMEI et. Al. 1999): subida e descida de escadas, agachamento, salto, ficar sentada por tempo prolongado, força isométrica voluntária máxima do quadríceps à 60 graus de flexão do joelho ou dor à palpação na faceta lateral da patela. As voluntárias foram recrutadas por um fisioterapeuta experiente na avaliação funcional do membro inferior, conforme preconizado por Boling (BOLING, 2010).

3.8 Critérios de inclusão do grupo controle

Mulheres fisicamente ativas de igual faixa etária do grupo femoropatelar, entretanto, não poderiam apresentar histórico de dor anterior no joelho.

3.9 Critérios de exclusão para ambos os grupos

Mulheres com algum tipo de desordem neurológica, dor na região lombar, sacral, quadril ou tornozelo; alterações cardíacas, cirurgias prévias no membro inferior ou outras doenças associadas, tais como luxação femoropatelar, tendinites, lesões ligamentares, discrepância do comprimento membro inferior maior que 1cm ou que praticassem algum tipo de esporte de alto rendimento.

3.10 Sujeitos

Inicialmente foram recrutadas 48 mulheres, após a triagem através dos critérios de inclusão e exclusão, 40 mulheres fisicamente ativas (BLACKBURN; PÁDUA, 2009) foram distribuídas em dois grupos: grupo femoropatelar (GF), composto por 20 mulheres com SDFP por um período superior a seis meses e grupo controle (GC), composto por 20 mulheres de mesmas características antropométricas, mas assintomáticas em relação à dor no joelho (Figura 1).

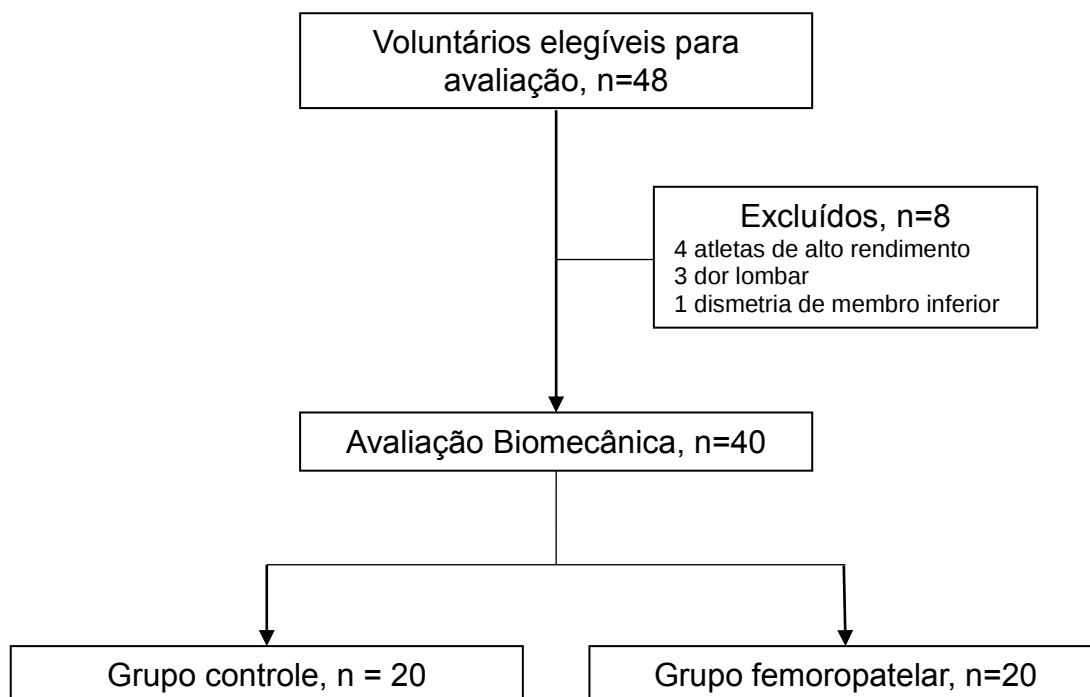


Figura 1: fluxograma do estudo

3.11 Procedimentos – Dados Antropométricos e Exame preliminar

Após seleção através dos critérios de inclusão e exclusão, os indivíduos foram agendados para a realização da análise do salto no laboratório integrado de

análise do movimento (UNINOVE). As coletas tiveram início em março de 2012 e término em agosto do mesmo ano.

Antes da avaliação as voluntárias assinaram o termo de consentimento para efetiva participação do estudo (Anexo 2). A cada indivíduo foi solicitado dados clínicos como: identificação, peso, altura e data de nascimento. No caso das mulheres sintomáticas, foi questionado ainda sobre o tempo que apresentavam os sintomas, intensidade da dor através da escala visual analógica (EVA) e o questionário de dor anterior no joelho (*anterior knee pain scale* – AKPS) (Anexo 3), que consiste de 13 itens de avaliação, gerando uma pontuação máxima de 100 pontos, sendo as pontuações mais altas indicativas de melhores índices funcionais (KUJALA et. al. 2003; DA CUNHA et al. 2013).

Após a anamnese, os indivíduos foram submetidos ao protocolo de mensurações antropométricas necessárias para aplicação do modelo biomecânico Plug-in-GaitVicon® para o cálculo das variáveis estudadas, composto por altura, peso, distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores, comprimento dos membros inferiores, diâmetros dos joelhos e tornozelos e a mensuração da torção tibial (Anexo 4).

3.12 Calibração do Equipamento

A cada dia de coleta foi realizada a calibração do sistema utilizado (SMART-D BTS®). Para determinar as coordenadas de referência local do laboratório (X, Y e Z) foi utilizada uma estrutura metálica composta por três hastes (contendo um total de 9 marcadores), colocada no centro da área de coleta. Em seguida, uma haste contendo três marcadores refletivos foi usada para varredura do volume de interesse. A haste foi movida em todos os planos dentro do mesmo volume por 120 segundos, gerando dados de localização e orientação das câmeras dentro de um mesmo volume (calibração dinâmica). Foram aceitos erros de desvio-padrão menores que 0,5 mm entre as distâncias conhecidas entre os marcadores.

3.13 Preparação dos Sujeitos

Todos os participantes usavam shorts para facilitar a colocação dos marcadores e a leitura dos mesmos pelas câmeras. A pele foi limpa com algodão embebido em álcool 70% para melhor fixação dos marcadores.

3.13.1 Colocação dos Marcadores

Os marcadores (Figura 2) são esferas de polietileno envolvidas por uma fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro sobre uma base de plástico para fixação de fita dupla face e posteriormente na pele do sujeito. Seu formato permite que a luz seja refletida em todas as direções, não importando a posição, uma vez que permaneça no campo de visão do conjunto de câmeras utilizado e, por serem de composição leve, não causam incômodo nem dificultam os movimentos.



Figura 2: marcadores passivos retro-reflexivos usados para coleta

Vinte e cinco marcadores retro-reflexíveis (figura 3) foram colocados nas seguintes posições: espinhas ilíacas ântero superiores (EIAS), espinhas ilíacas pósterio-superiores (EIPS), margem superior e lateral das patelas, epicôndilos laterais dos fêmures, terço distal das coxas, terço proximal das tíbias, maléolos laterais, segundo metatarsos, calcâneos, articulação acromioclavicular, processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7), processo espinhoso da décima vertebra torácica (T10), manúbrio do esterno, processo xifóide e escápula direita. Esse conjunto de marcadores foi utilizado seguindo o modelo convencional preconizado por Kadaba (KADABA; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN,1990; DAVIS et al, 1991), que envolve a reconstrução de uma estrutura anatômica para cada segmento através da identificação de pontos anatômicos pelo rastreamento dos marcadores.

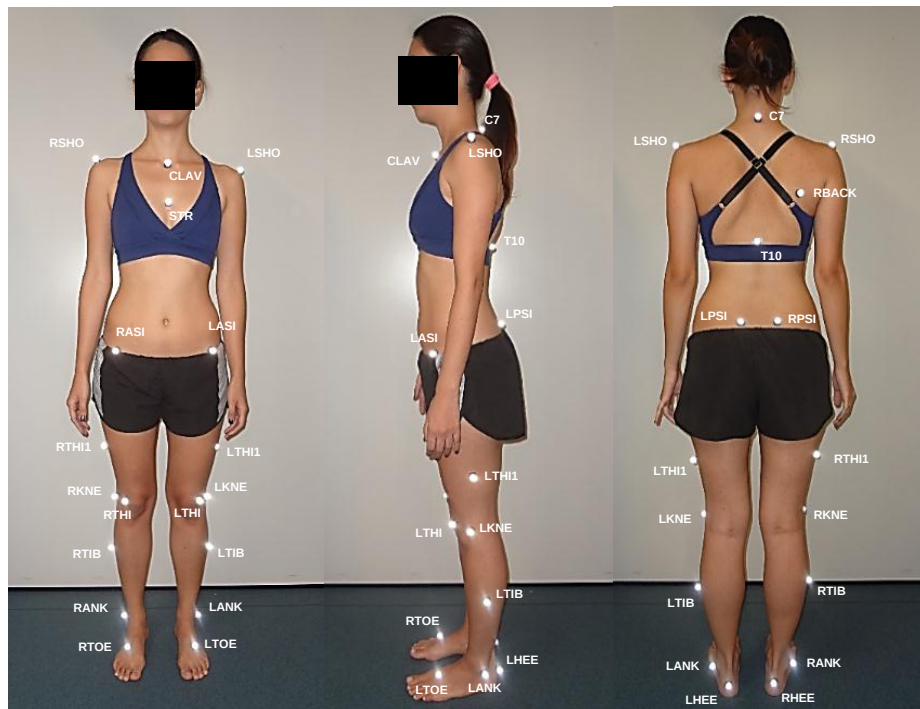


Figura 3: Conjunto de marcadores utilizados durante a coleta

Cabe ressaltar que a colocação dos marcadores foi sempre realizada por um mesmo examinador experiente durante todas as coletas.

3.14 Cinemática tridimensional do salto

Para a aquisição dos dados da cinemática, o sistema SMART-D BTS® constituído por 8 câmeras de infravermelho (Figura 4) de frequência de 100 Hz (quadros por segundo) foi empregado. O sistema utiliza quatro componentes: refletor, emissor, meio e receptor.



Figura 4: Câmera Infravermelho

Os refletores, também chamados de marcadores, foram dispostos na pele do paciente em pontos estratégicos (representados por projeções ósseas) de tal maneira que formem planos. A posição destes planos no espaço é comparada conforme o movimento dos segmentos entre si e em relação a um sistema de coordenadas pré-estabelecido fixo ao laboratório.

Faz parte do equipamento um sistema de visão composto de 8 câmeras emissoras de luz infravermelha, que refletem nos marcadores. O emissor de infravermelho, incluído nas câmeras, possui LEDs (*light-emitting diode*) que circundam a lente da câmera. O formato esférico dos marcadores permite que a luz seja refletida em todas as direções, desde que esteja no campo de visão do conjunto de câmeras.

O receptor é uma câmera de espectro de resposta sensível ao infravermelho. A câmera varre vários pontos para obtenção das imagens tridimensionais em uma área pré-determinada. Dessa forma, emissor e receptor cobrem sempre uma mesma área.

Cada câmera varre vários pontos no espaço, supervisionando uma área pré-determinada, sendo necessárias duas câmeras para a obtenção de imagens tridimensionais (3D) com a posição de cada marcador no espaço. Um número maior de câmeras garante a captação em situações onde haja obstrução de outra durante a atividade.

Todas as câmeras são conectadas a um computador com placas para o tratamento do sinal de vídeo e demais equipamentos chamados Smart-D Integrated Workstation®. Este possui placas com diversas funções: circuito de temporização/ controle; circuito gerador de coordenadas e circuito de interface para as câmeras.

Uma vez armazenados na memória de vídeo, os dados foram transferidos para um segundo computador de propósito geral. Neste, um software próprio, Vicon-Nexus® foi utilizado para processamento e reconstrução da imagem 3D dos marcadores através de um modelo biomecânico e diversos algoritmos matemáticos (VICON®, 2002) (Figura 5).

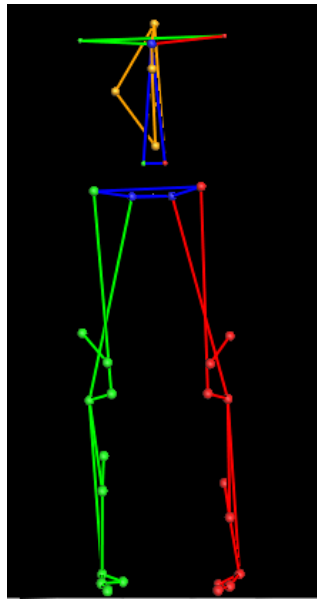


Figura 5: Modelo biomecânico com os marcadores

3.15 Cinética

Para aquisição dos dados cinéticos, uma plataforma de força piezoelétrica (Kistler 9286, New York, USA) foi colocada de forma camuflada no centro da área de coleta (Figura 6). O registro dos componentes do momento de força foram realizados numa frequência de 400 Hz, captados por 4 sensores piezoelétricos posicionados nas extremidades da plataforma, cuja as dimensões são de 400/600 mm.



Figura 6: plataforma de força posicionada no centro da área de coleta

Esse tipo de plataforma de força utiliza transdutores de força de quartzo que são capazes de gerar um sinal elétrico quando submetido à cargas mecânicas. Na resultante da força de reação do solo (FRS) existem duas forças básicas: a força

peso e a força de atrito. A força peso é mais relacionada com a componente vertical de FRS e o atrito está mais ligado aos componentes médio-lateral e antero-posterior (BARELA, DUARTE, 2006).

Os componentes da FRS são ortogonais um com o outro ao longo de um sistema de coordenadas tridimensional. Os componentes são geralmente indicados como: Fz sendo o componente vertical, Fx como componente ântero-posterior e Fy como componente médio-lateral (HAMILL, KNUTZEN, 1999).

Através de um conversor digital, os dados referentes às resultantes das forças Fx, Fy e Fz da plataforma foram interligadas e sincronizadas ao sistema SMART-D BTS[®] de coleta de dados cinemáticos, para então permitir que cálculos de dinâmica inversa fornecessem os valores dos momentos articulares gerados pela tarefa.

3.16 Eletromiografia de superfície (sEMG)

O sinal eletromiográfico de superfície (sEMG) foi captado por um sistema de hardware wireless (FREE EMG, BTS Bioengineering, Milão, Itália), com 4 entradas analógicas, numa frequência de 1000 Hz por canal, utilizando eletrodos diferenciais, bipolares de superfície, auto-adesivos, descartáveis, Ag/AgCl, com 1 cm de diâmetro (Medi-Trace 200 Kendall Healthcare/ Tyco, Canadá), espaçados em 2 cm de centro a centro, interligados a um amplificador portátil com razão de rejeição de modo-comum maior que 100 dB, impedância de entrada excedendo 10 MΩ, frequência de corte de 20-500 Hz e ganho de amplificação de 1000 vezes.

O sinal EMG foi digitalizado por um conversor A/D (analógico/digital) de 16 bits e sincronizado com os dados da cinemática e cinética. A colocação dos eletrodos foi definida para os músculos glúteo máximo (GM), glúteo médio (GMed), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), respeitando a direção de suas fibras, seguindo as normas de recomendação do SENIAM (Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles) (HERMENS et al., 2000).

Para a aquisição da atividade eletromiográfica do glúteo máximo foram posicionados eletrodos no ponto médio entre o sacro e o trocânter maior; no músculo glúteo médio foram colocados no ponto médio entre a crista ilíaca e o trocânter maior do fêmur; os eletrodos do músculo vasto lateral foram posicionados

no ponto médio entre a cabeça da fíbula e o túber Isquiático e os eletrodos do músculo vasto lateral na região ântero-lateral da coxa, no terço distal entre a base da patela e a espinha ilíaca ântero-superior, sempre respeitando a direção das fibras musculares (BOLGLA, 2010).

Antes da colocação dos eletrodos os pelos foram removidos da região e a pele foi limpa com álcool 70% para remoção das células mortas e redução da impedância. A aquisição dos dados foi feita a uma frequência de 1000 Hz.

O critério adotado para normalizar os dados de EMG foram os dados sEMG provenientes da contração isométrica voluntária máxima (CIVM), realizado em cada músculo, individualmente, antes da coleta dos dados.

3.17 Familiarização dos sujeitos com os equipamentos e procedimentos

Os sujeitos foram familiarizados com os equipamentos e experimentos sendo instruídos sobre a execução da tarefa e sobre a sequência das atividades a serem realizadas.

Antes da colocação dos marcadores para análise cinemática as voluntárias realizaram 10 minutos de aquecimento através de uma caminhada na esteira a 1,5 m/s. Após o aquecimento, com os eletrodos de eletromiografia devidamente colocados (Figura 6), as voluntárias realizavam quatro vezes a CIVM dos músculos glúteo máximo, glúteo médio, quadríceps e isquiotibiais, sempre nessa ordem, a fim de verificarmos a qualidade do sinal eletromiográfico e para coletarmos os valores da máxima contração muscular isolada de cada musculo. A primeira tentativa era realizada apenas para fins de familiarização e as demais eram utilizadas para analise.

Para a coleta dos dados da CIVM, o primeiro músculo a ser testado foi o glúteo máximo, onde a voluntária era posicionada em decúbito ventral, com o membro a ser testado a 90 graus de flexão do joelho e o quadril na posição neutra. O membro que não estava sendo testado era colocado em posição neutra. Uma vez devidamente posicionada, solicitamos à voluntária que fizesse a contração isométrica muscular máxima, através do seguinte comando: “leve seu pé em direção ao teto com a maior força possível”, enquanto o avaliador realizava a resistência

máxima na região distal e posterior da coxa da voluntária. Esse procedimento foi repetido três vezes por um período de 5 segundos em cada tentativa, sempre respeitando o intervalo de 1 minuto entre cada uma delas.

Uma vez coletada a CIVM do glúteo máximo, ainda em decúbito ventral, mas com a articulação do joelho livre da maca de exames, o avaliador coletou os dados referentes ao bíceps femoral. Nesse teste o membro inferior que estava sendo testado era posicionado a aproximadamente 60 graus de flexão de joelho e quadril em neutro. O avaliador, então, solicitava a flexão máxima do joelho à partir do seguinte comando: “leve seu pé em direção ao glúteo com a maior força possível”. Para conter esse movimento o avaliador realizava a resistência máxima na região distal e posterior da tíbia.

O próximo músculo testado, então, foi o glúteo médio, onde a voluntária era devidamente posicionada em decúbito lateral com o membro inferior a ser testado para cima, joelho em extensão e quadril em uma leve hiper extensão de aproximadamente 10 graus. O avaliador resistia na região distal e lateral da tíbia e dava o seguinte comando à voluntária: “abra a sua perna, com o joelho esticado, levando o pé em direção ao teto, com a maior força possível”.

Por fim, a última estrutura muscular que teve os dados da CIVM coletada foi o vasto lateral, onde a voluntária era posicionada em sedestação na maca de exames, como membro inferior a ser testado à aproximadamente 60 graus de flexão do joelho. O fisioterapeuta, estabilizando na região anterior e distal da tíbia solicitava ao paciente: “estique o seu joelho com a maior força possível”.

Após esse procedimento os marcadores retro-reflexivos para análise cinemática eram colocados nos pontos descritos e, então, as voluntárias se familiarizavam como THT realizando sucessivos saltos quantas vezes achassem necessário. Quando se sentiam seguras de executarem a tarefa, as mesmas realizavam 3 vezes o THT respeitando sempre um intervalo de 2 minutos entre cada tentativa a fim de evitar os efeitos da fadiga.

Para a padronização do posicionamento das voluntárias e para evitar movimentos compensatórios com os membros superiores, as voluntárias foram instruídas a cruzar os braços na região anterior do tórax para a execução da tarefa.

Durante os saltos utilizados para familiarização, a distância alcançada por cada voluntária durante o primeiro salto foi mensurada. Essa distância foi utilizada para posicionar a voluntária antes do primeiro salto, com o propósito de sempre aterrissarem no centro da plataforma de força sem saber da presença da mesma no solo.

3.18 Descrição da tarefa

Inicialmente todas as voluntárias foram posicionadas no centro da área de coleta e permaneceram na posição bipodal estática por 5 segundos para leitura e reconhecimento dos marcadores. Após este procedimento elas iniciaram a tarefa a ser realizada. Todas iniciaram os três saltos em progressão com membro inferior direito (MID) e, em seguida, o membro inferior esquerdo (MIE) (FITZGERALD et al, 2001), sendo utilizado para o processamento dos dados apenas o lado sintomático no caso das voluntárias do GF e o lado dominante (escolhido através da preferência para chutar uma bola o mais distante possível) para as voluntárias do GC.

3.19 Processamento dos dados

Os dados cinemáticos foram extraídos durante a primeira aterrissagem do THT. O pico angular e a sequência que os picos de amplitude foram obtidos em cada plano de movimento durante a transição do primeiro para o segundo salto foi utilizado para análise.

Os dados cinéticos foram extraídos no instante em que o joelho atingiu sua máxima flexão, baseado no estudo de Andriachi (ANDRIACHI, 1984), que afirma que o pico de flexão do joelho coincide com o instante em que o momento interno extensor dessa articulação é maior, fazendo com que o estresse femoropatelar aumente. Os momentos articulares usados nesse trabalho dizem respeito à resultante interna.

Para a análise das variáveis cinéticas e cinemáticas foi avaliado o período em que o pé estava em contato com o solo durante a fase de transição do primeiro para o segundo salto do THT. Dessa forma, demarcou-se a fase inicial do ciclo do salto (0%) no instante em que iniciava a FRS pela plataforma de força (quando a resultante da FRS atingia 10N/m^2) e o final do ciclo (100%) no último instante em

que a FRS ainda estava presente (quando a resultante da FRS era inferior a 10N/m^2) (figura 7).

Foi utilizado para análise cinemática o pico de ADM alcançado em cada articulação e plano de movimento. Para a análise cinética foi utilizado momento interno gerado no instante em que o joelho atingiu sua máxima flexão e os dados eletromiográficos foram analisados em dois intervalos de tempo: o primeiro dele correspondia à pré-ativação muscular, onde os dados foram recortados 300ms antes do ciclo do salto e o segundo instante foi recortado durante a fase de aterrissagem do salto, que correspondeu ao período compreendido ao início do ciclo do salto até o momento em que o joelho atingiu a máxima amplitude de flexão.

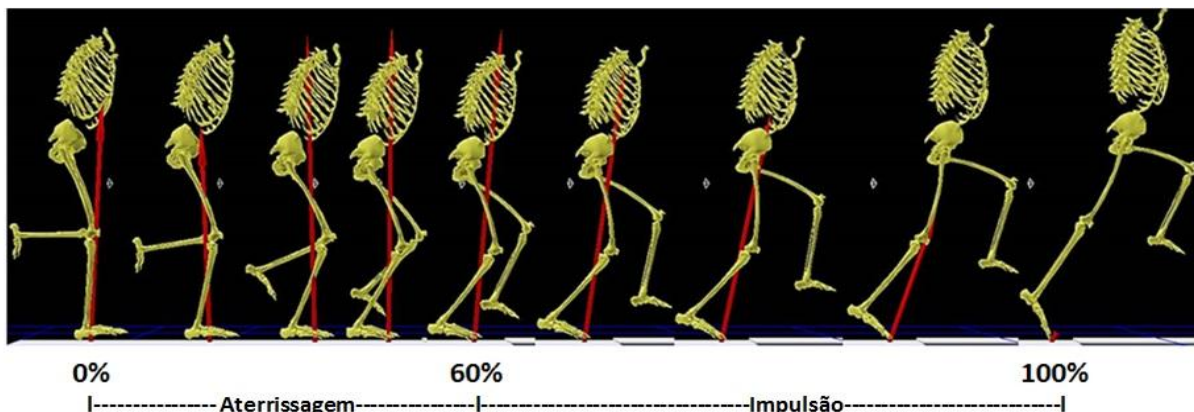


Figura 7: Fase de aterrissagem e impulsão durante a transição do primeiro para o segundo salto do THT mostrando o início (0%) e o final (100%) do ciclo do salto

Depois de coletados, os dados cinemáticos foram nomeados e salvos em formato TDF (*tab delimited files*) no sistema BTS – System Data File e depois foram exportados para o formato C3D (formato de arquivo texto, *ASCII text file*), usado em biomecânica para gravar de forma sincronizada coordenadas tridimensionais e dados analógicos) através da toolkit BTK 0.1.10 (Biomechanical ToolKit) no Matlab 2012. Essa ferramenta de conversão foi necessária com o intuito de ajustar as coordenadas do sistema *SMART-D BTS®* e da plataforma de força com o *software* utilizado no processamento. A nomeção dos marcadores e o processamento do modelo biomecânico foi através do Software Vicon Nexus 1.5 (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) e o modelo *Plug in Gait* foi aplicado em concordância com as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica (*International Society of Biomechanics* - ISB).

Após reconstrução do modelo biomecânico foi feita a marcação do intervalo de interesse do estudo, determinado como o ciclo do THT. Em seguida, foi aplicado o filtro *Woltring*, passa baixa com a frequência de corte estabelecida em 12 Hz às trajetórias dos marcadores (WOLTRING, 1986; FORD, MYER, HEWETT, 2007), para reduzir os ruídos devido à movimentação dos marcadores durante os saltos.

A cinemática articular foi calculada utilizando um sistema de coordenadas articular (KADABA; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN, 1990, DAVIS et al, 1991) e foi adquirido levando em consideração o *trial* estático. A cinemática, a força de reação do solo e as medidas antropométricas (DEMPSTER, 1955) foram usadas para calcular os momentos articulares internos no quadril, joelho e tornozelo usando equações de dinâmica inversa no software Vicon Nexus Os dados cinéticos foram normalizados com a massa corporal (KADABA; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN, 1990).

Os dados sEMG foram processados no software Matlab 2012 (Mathworks Inc., EUA). O sinal da sEMG, de cada músculo avaliado, foi tratado utilizando um filtro de quarta ordem Butterworth, passa banda entre 20-400 Hz e atraso de fase zero. O sinal foi calculado através da root mean square (RMS) com uma janela móvel de 150 ms, em seguida, o sinal foi cortado referente a fase descendente da preparação do salto. O valor obtido foi normalizado pela média do pico de 3 RMSs calculadas a partir da CIVM e então os dados foram integrados (%CIVM.s).

Os dados processados de cada voluntária foram exportados para uma planilha do programa Excel, onde foram calculadas as médias e os picos de amplitude de movimento de cada grupo para posterior análise estatística.

3.20 Variáveis de desfecho

Foram selecionadas as seguintes variáveis para análise estatística:

1. Amplitude de movimento do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo;
2. Sequência em que os picos de amplitude articular foram atingidos;
3. Momento interno articular do quadril, joelho e tornozelo;

4. A integral do sinal EMG dos músculos glúteo máximo, glúteo médio, bíceps femoral e vasto lateral.

3.21 Análise Estatística

O teste de *Kolmogorov-Smirnov* (com fator de correção de *Lilliefors*) foi utilizado para testar a distribuição da normalidade dos dados avaliados. Por terem assumido a curva de normalidade, a estatística descritiva foi apresentada em média e desvio padrão (DP) para todas as variáveis.

O teste t de *Student* independente foi utilizado para comparar a descrição da amostra (idade, massa, altura, índice de massa corporal - IMC e escala visual analógica - EVA).

As variáveis cinéticas, cinemáticas e eletromiográficas foram analisadas através do teste de variância multivariada (MANOVA). Como houve diferença estatística, a análise univariada foi feita em seguida para testar as diferenças entre os grupos.

A significância estatística foi estipulada em 5% ($P \geq 0,05$). As análises foram realizadas no programa SPSS® (*Statistical Package for Social Sciences* versão 15.0).

4. RESULTADOS

4.1 Comprovante de Submissão à Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy

Date: Fri, 5 Jul 2013 08:19:07 -0400
From: manuscripts@jospt.org
To: plucareli@hotmail.com
Subject: JOSPT – Manuscript ID 07-13-5011-RR Received
Date: 05-Jul-2013

Dear Dr. Lucareli,

This message is being sent to acknowledge receipt of the manuscript, “A KINEMATIC AND KINETIC ANALYSIS DURING SINGLE-LEG TRIPLE HOP TEST IN WOMEN WITH PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME: A COMPARISON TO PAINFREE CONTROLS” by the Journal of Orthopaedic& Sports Physical Therapy. Please refer to manuscript number 07-13-5011-RR when contacting JOSPT with questions regarding this submission.

If there are any changes in your contact information, please log in to Manuscript Central at <http://mc.manuscriptcentral.com/jospt> and click the “Edit Account” link in the upper right corner to edit your user information or password. You can also view the status of your manuscript at any time by checking the Author Center after logging in to the site.

JOSPT estimates the review process to take from 1 to 3 months. However, due to the voluntary nature of this process, it may potentially take longer. When the review is completed, we will notify you of the status of your submission. Thank you for giving JOSPT an opportunity to review your manuscript.

Sincerely,

JOSPT Editorial Office
manuscripts@jospt.org

4.2 Trabalho submetido à Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy (JOSPT)

(O PRESENTE TRABALHO ENCONTRA-SE NA TERCEIRA REVISÃO, EM AVALIAÇÃO PELOS REVISORES DA REVISTA)

KINEMATIC AND KINETIC ANALYSIS OF A SINGLE-LEG TRIPLE-HOP TEST IN WOMEN WITH PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME: COMPARISON WITH PAIN-FREE CONTROLS

ABSTRACT

Study Design: Cross-sectional study

Objectives: The aim of the present study was to compare the biomechanical strategies of the trunk and lower extremities during the transition period between the first and second hop of a single-leg triple-hop test (SLTHT) in women with and without patellofemoral pain syndrome (PFPS).

Background: Recent literature has shown that PFPS is associated with biomechanical abnormalities of the lower extremities. A number of studies have analyzed the position of the trunk and lower extremities in functional activities such as gait, squatting, jumping, and the step-down test. However, studies are still lacking that involve three-dimensional analysis of more challenging activities such as those in the SLTHT.

Methods: Females between 18 and 35 years of age (control group, n=20; PFPS group, n=20) participated in the present study. Kinematic and kinetic data were collected while the participants performed an SLTHT during the transition period between the first and second hop. Results: Compared to the control group, women with PFPS exhibited increased anterior and ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip internal rotation and adduction, and foot pronation ($P<.05$ in all cases). A

significant difference was found between the groups for all times of peak joint angle analyzed (all, $P < .05$), with the exception of anterior pelvic tilt and hip flexion ($P > .05$). In addition, women with PFPS exhibited increased hip and knee abductor internal moments (both, $P < .05$).

Conclusion: Compared to the control group, women with PFPS exhibited altered trunk, pelvis, hip, knee, ankle, and foot kinematics and kinetics.

Keywords: chondromalacia, anterior knee pain, biomechanics, hip, patella

KEY POINTS

Findings: Compared to controls, women with PFPS present altered trunk, pelvis, hip, knee, ankle, and foot kinematics and kinetics. Additionally, women with PFPS exhibit a difference in time of peak joint angle.

Implications: In addition to the previously described low-impact functional activities, more challenging activities should be incorporated into the assessment of women with anterior knee pain once biomechanical changes are present in both situations.

Caution: These findings should not be generalized to any kind of activity, because we only evaluated the transition between the first and second hop in an SLTHT.

INTRODUCTION

A number of authors have demonstrated that biomechanical abnormalities of the lower extremities can be considered predisposing factors for injuries of the ankle, knee, hip, and lumbo-pelvic region ^(3,16,17,26,30,32,35). One of the main consequences of lower extremity misalignment is patellofemoral pain syndrome (PFPS), which is commonly found in women with a medial collapse of the knee such as in cases of dynamic valgus ⁽³¹⁾. Dynamic valgus is characterized by a combination of excessive hip adduction, internal rotation, and knee valgus during weight-bearing activities such as ascending and descending stairs, running, or jumping ^(28,41,5.). It has been shown that this misalignment decreases the patellofemoral contact area and leads to increased articular stress ^(31,36).

Some kinematics and kinetics studies have described poor hip alignment leading to compensatory trunk lean in the frontal plane, as well as altered knee and hip internal moments during low-impact activities ^(7,10,24,29). Therefore, investigation of lower extremity biomechanics related to injury is important for a better understanding of load distribution in the patellofemoral joints of women with PFPS. However, biomechanical strategies related to high-impact activities and muscular demand need to be further investigated. Abnormal movement patterns may be exacerbated during more challenging activities.

Among the more challenging activities, we highlight the single-leg triple-hop test (SLTHT), which comprises landing and propulsion phases and represents an important tool for functional assessment. It is widely used in clinical practice to assess the dynamic stability of the knee by clinically simulating a forward jump. The SLTHT is a reliable and reproducible method of clinically detecting significant differences between the rehabilitation period and the discharge criteria of patients

with knee injuries⁽²⁶⁾. Some authors have suggested that the hop test may be an important predictive tool in identifying patients who have knee injuries and quantifying improvements during treatment after anterior cruciate ligament reconstruction and PFPS rehabilitation^(12,14,15,21). However, performance variations between healthy individuals and individuals with PFPS are still unclear; thus, this test requires further study.

Due to the lack of information regarding the kinetics and kinematics of women with PFPS during high-demand functional tasks, an investigation of the biomechanical strategies adopted during this kind of activity is necessary. Therefore, the aim of the present study was to compare the trunk and lower extremity kinematics and internal moments in women with and without PFPS, as well as to describe the time of peak joint angle reached in the landing and propulsion cycle of the SLTHT. We hypothesized that, in comparison to the control group, women with PFPS would exhibit higher ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, and internal rotation, as well as higher hip abductor internal moment, than women without PFPS.

METHODS

Participants

This cross-sectional study included 40 women divided into two groups: women with PFPS (PFPS group, n=20) and age-matched pain-free women (control group, n=20). All volunteers were informed about the study procedures and signed informed consent statements in accordance with National Health Council Resolution No. 196/96. The present study was approved by the Human Research Ethics Committee.

The *a priori* sample size was calculated based on the peak of hip and knee flexion found in a previous study, which showed that maximal amplitudes generated in the sagittal plane are related to changes in the kinetic and kinematic values of knee valgus⁽³⁰⁾. Calculations were carried out using $\alpha=.05$, $\beta=.10$ (90% power), and a mean between-group difference of 11 degrees for knee flexion, assuming a standard deviation of 10 degrees. Based on these parameters, 17 participants per group were required to adequately power the study for this variable of interest.

All women in the study were between the ages of 18 and 35 (TABLE 1). Women with PFPS were included if they had experienced a history of anterior knee pain for at least 3 months and reported increasing pain in two or more activities that commonly provoke PFPS, as outlined by Thomee⁽³⁹⁾. These activities included ascending and descending stairs, squatting, kneeling, jumping, long sitting, isometric knee extension, contraction at 60° of knee flexion, and pain on palpation of the medial and/or lateral facet of the patella.

TABLE 1: Demographic Data of the Control and PFPS groups*			
	Control (n = 20)	PFPS (n = 20)	P value
Age (y)	23.1 ± 3.3	23.5 ± 2.1	0.719
Body mass (kg)	55.9 ± 7.1	55.3 ± 4.8	0.821
Height (m)	1.6 ± 0.1	1.7 ± 0.1	0.205
Body mass index (kg/m ²)	21.3 ± 2.7	20.2 ± 1.8	0.233
VAS (0-10) [†]	0	4.9 ± 1.6	0.001
Abbreviations: PFPS, patellofemoral pain syndrome; BMI, body mass index; VAS, visual analogue scale			
* Data are mean ± SD			
[†] Scored from 0 to 10, where 0 is no pain and 10 is the worst imaginable pain, during the last 2 weeks			

The women in the PFPS group were recruited from an outpatient rehabilitation program by a single physiotherapist with more than 10 years of clinical experience in knee rehabilitation. Women of similar demographic characteristics who presented to the clinic with upper extremity tendinopathies and without lower extremity

involvement were recruited from the same clinic to serve as the control group. All participants were considered physically active, that is, they practiced physical weekly activity⁽⁴⁾.

Subjects were excluded if they had a neurological disorder; an injury to the hip, ankle, or lumbosacral region; rheumatoid arthritis; a heart condition; previous surgery involving the lower extremities; or if they were pregnant. Women who had other knee pathologies, such as patellar instability; patellofemoral dysplasia; meniscal or ligament tears; osteoarthritis; or tendinopathies were also excluded, along with those with a between-limb difference greater than 1 cm.

Instrumentation

An eight-camera SMART-D[®] BTS (Milan, Italy; sample rate, 100 Hz) was used to capture the three-dimensional marker trajectories. The cameras were interfaced to a microcomputer and placed around a force plate embedded in the floor (Kistler 9286, New York, USA). The force plate (sample rate, 400 Hz) was interfaced to the same microcomputer that was used for kinematic data collection via an analog-to-digital converter, allowing for synchronization of kinematic and kinetic data.

Procedures

Before the markers were put in position, the volunteers walked on a treadmill for 10 minutes at 2 meters per second. After this warm-up, they familiarized themselves with the activity to be performed until they felt comfortable with the activity and could perform it properly. After this point, the SLTHT was carried out three times in the PFPS group (considering the symptomatic limb) and three times in the control group (considering the dominant limb), with a 2-minute interval between each attempt.

For data collection in the static and dynamic trials, 23 retro-reflective spherical markers were placed in the following positions: on the two anterior and posterior superior iliac spines; over the center of the patellae; on the lateral femoral epicondyles; over the lower 1/3 of the surface of the shanks; on the lateral malleolus; over the second metatarsals; on the calcaneus; on the acromioclavicular joints; on the spinous process of the 7th cervical vertebra; on the spinous process of the 10th thoracic vertebra; on the jugular notch where the clavicles meet the sternum; on the xiphoid process of the sternum; and one offset anywhere over the right scapula. This set of markers was placed following the conventional gait model previously described by Davis et al⁽⁸⁾ and Kadaba et al⁽¹⁸⁾. It is important to highlight that participants were barefoot when they performed the activities.

In order to standardize the positioning of the volunteers and to avoid compensatory movements of the upper limbs, the participants were told to cross their arms in the anterior region of the thorax while executing the task. During the practice jumps, the distance reached in the first SLTHT jump by each volunteer was measured. This distance was used while positioning the volunteers at the beginning of the other jumps, so that they would always land in the center of the covered force platform.

Data Analysis

All of the kinematic and kinetic data obtained in the three-dimensional analysis were exported into Matlab 2012 in C3D format using a Biomechanical toolkit (<https://code.google.com/p/btk/wiki/SummaryDocumentation#Publication>).

The labeling of the markers and the processing of the biomechanical model to obtain kinematic and kinetic data were carried out using Vicon Nexus[®] (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) software and the Plug in Gait[®] model (VICON, Oxford,

UK³⁸). As in previous studies assessing dynamic tasks, the kinematic data were filtered using a fourth-order zero-lag Butterworth 12-Hz low-pass filter⁽¹³⁾. Joint kinematics were calculated using a joint coordinate system approach^(8,18) and were reported relative to a static standing trial in order to quantify the movement of a segment in relation to another or of one segment relative to the laboratory. Kinematics, ground reaction forces, and anthropometrics (body mass, height, distance between antero-superior iliac spines, lower extremity length, knee and ankle width, and tibial torsion)⁽⁹⁾ were used to calculate articular internal moments of the hip, knee, and ankle, using inverse dynamics equations in Vicon Nexus[®] (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) software. Kinetic data were normalized to the body mass.

Kinematics and kinetics were obtained from the transition cycle between the first and second hop while the participants performed the SLTHT. Thus, the cycle was defined by the initial foot contact with the force plate (0%); the end of the cycle (100%) was considered the “toe off” (Figure 1).

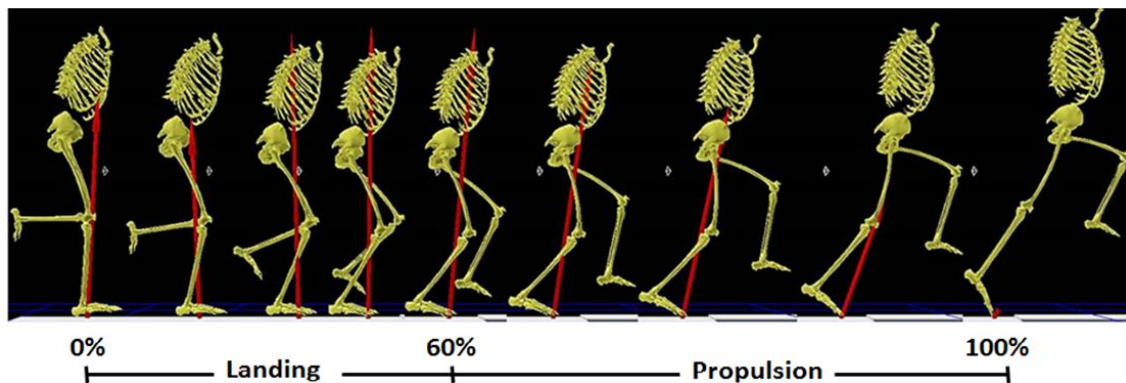


FIGURE 1: Landing and propulsion cycle during the transition between the first and second hop, while performing a single leg triple hop test (SLTHT), showing the initial contact (0% off the cycle) and toe off (100%)

The peak joint angle, time of peak joint angle, and internal peak moment for each movement studied were extracted using an Excel routine for posterior statistical analysis.

Statistical Analysis

The Kolmogorov-Smirnov test (with the Lilliefors correction factor) was used to test the normality of the demographic, kinematic, and kinetic data. Descriptive statistics were displayed using the mean and standard deviation (SD) for all of the variables with a normal curve. The average of three trials was used for the statistical analysis of the kinematic and kinetic data. Independent t tests were used to compare sample characteristics. The kinematics and kinetics variables were compared between the groups using two separate multivariate analyses of variance (MANOVAs). If there were significant multivariate effects, univariate effects were tested for all interested variables. The significance level was $P < 0.05$. Cohen's d effect size measures were calculated and defined as trivial if the value was < 0.2 , small $0.2-0.5$, medium $0.5-0.8$, and large > 0.8 ⁽²⁷⁾. All statistical comparisons were performed with SPSS version 15.0 (SPSS Inc., Chicago, IL).

RESULTS

Demographic data for the control and PFPS groups are provided in TABLE 1. There were no differences between the groups in relation to age, body mass, or height ($P > .05$). There was a significant difference for VAS (visual analogic scale) ($P < .001$).

MANOVA tests showed significance differences for the kinematic variables, at $F = (13,26) = 15.6$; *Wilk's* $\lambda = .52$; $P < 0.001$, and kinetic variables, at $F(6,33) = 17.2$; *Wilk's* $\lambda = .162$; $P < 0.001$.

Performance

During the first jump in the SLTHT, the women in the control group reached a distance of 1.05 ± 0.17 m on average, while women in the PFPS group reached 0.96 ± 0.11 m. There was no statistically significant difference between groups ($P = .091$).

Kinematics

Trunk

When compared to the control group, the women in the PFPS group exhibited a greater peak in anterior trunk lean ($P = .038$) and ipsilateral trunk lean ($P = .001$), with a lower peak in ipsilateral trunk rotation ($P = .003$; TABLE 2).

	Control (n = 20)	PFPS (n = 20)	Between-group differences*	Effect Size [§]	P Value [†]
Anterior trunk lean	31.2 ± 6.0	35.9 ± 5.1	4.7 (1.1, 8.3)	0.8	0.038
Ipsilateral trunk lean	3.5 ± 2.4	9.2 ± 2.4	5.7 (4.2, 7.2)	2.3	0.001
Ipsilateral trunk rotation	17.1 ± 5.3	11.5 ± 3.2	5.6 (-8.4, -2.8)	1.2	0.003
Anterior pelvic tilt	35.0 ± 5.1	33.2 ± 3.3	1.8 (-4.8, 1.2)	N/A	0.299
Contralateral pelvic drop	4.1 ± 1.6	7.3 ± 2.0	3.2 (2.0, 4.4)	1.7	0.001
Ipsilateral pelvic rotation	14.0 ± 3.0	10.9 ± 1.6	3.1 (-4.6, -1.6)	1.2	0.001
Hip flexion	58.6 ± 3.7	54.4 ± 5.4	4.2 (-7.2, -1.2)	0.9	0.029
Hip adduction	6.9 ± 0.6	10.3 ± 0.6	3.4 (3.0, 3.8)	0.9	0.002
Hip internal rotation	8.9 ± 0.9	12.5 ± 3.3	3.6 (2.1, 5.2)	1.4	0.002
Knee flexion	56.7 ± 4.9	47.8 ± 2.8	8.9 (-11.5, -6.4)	1.4	0.001
Knee abduction	7.8 ± 3.0	8.4 ± 2.2	0.6 (-1.1, 2.3)	N/A	0.614
Ankle dorsiflexion	32.5 ± 1.5	26.7 ± 0.8	5.8 (-6.6, -5.0)	4.8	0.003
Foot pronation	6.7 ± 2.2	10.6 ± 4.3	3.9 (1.7, 6.1)	0.9	0.01

Abbreviations: PFPS, patellofemoral pain syndrome; N/A, not applicable

* Data are mean $\pm$ SD deg.

† There was a significant between-group difference ($P < .05$) for all variables studied, except for anterior pelvic tilt and knee abduction

§ Effect size determined using Cohen d (0.2 to 0.5 - low, 0.6 to 0.8 - medium, and 0.9 or higher - strong)

* Mean between-group difference (95% confidence interval)

Pelvis

When compared to the control group, the women in the PFPS group exhibited a greater contralateral pelvic drop ($P = .001$) and lower ipsilateral rotation ($P = .001$). There was no significant difference between groups for anterior pelvic tilt ($P = .299$).

Hip

Women in the PFPS group exhibited greater adduction ($P=.002$) and internal rotation ($P=.002$). However, they also exhibited lower hip flexion ($P=.029$) than those in the control group.

Knee

When compared to the control group, the women in the PFPS group exhibited lower knee flexion ($P=.001$). No significant difference was found for knee abduction ($P=.614$).

Foot and Ankle

Women with PFPS exhibited greater foot pronation ($P=.010$) and lower dorsiflexion ($P=.003$) than those in the control group.

Time of Peak Joint Angle

Once the peak joint angle on the sagittal, frontal, and transversal planes was determined, the time of peak joint angle in percentage of movement cycle during the landing and propulsion cycle (0–100%) was analyzed. The control group exhibited the following times of peak joint angle: knee abduction, $15.0\% \pm 2.0\%$ of the cycle; ipsilateral trunk rotation, $17.0\% \pm 5.3\%$; hip internal rotation, $22.0\% \pm 1\%$; hip adduction, $23.0\% \pm 3.2\%$; ipsilateral pelvic rotation, $24.0\% \pm 2.1\%$; contralateral pelvic drop, $28.0\% \pm 1.5\%$; ipsilateral trunk lean, $28.0\% \pm 2.0\%$; hip flexion, $35.0\% \pm 3.3\%$; anterior pelvic tilt, $37.0\% \pm 2.2\%$; anterior trunk lean, $61.0\% \pm 3.8\%$; ankle dorsiflexion, $62.0\% \pm 3.9\%$; foot pronation, $62.0\% \pm 3.7\%$; and knee flexion, $62.0\% \pm 3.5\%$. Meanwhile, the PFPS group exhibited the following time of peak joint: knee abduction, $12.0\% \pm 3.2\%$ of the cycle; ipsilateral trunk rotation, $12.0\% \pm 1.6\%$; hip internal rotation, $12.0\% \pm 1.6\%$; ipsilateral pelvic rotation, $14.0\% \pm 1.6\%$; hip adduction, $33.0\% \pm 2.7\%$; hip flexion, $36.0\% \pm 3.0\%$; contralateral pelvic drop, 38.0%

$\pm 1.2\%$; ipsilateral trunk lean, $38.0\% \pm 1.3\%$; anterior pelvic tilt, $38.0\% \pm 2.4\%$; ankle dorsiflexion, $58.0\% \pm 3.0\%$; foot pronation, $58\% \pm 3.1\%$; knee flexion, $60.0\% \pm 3.3\%$; and anterior trunk lean, $69.0\% \pm 2.9\%$). Significant differences were found between the groups for all of the angular variables studied (all, $P < .05$), with the exception of hip flexion and anterior pelvic tilt (both, $P > .05$; FIGURE 2).

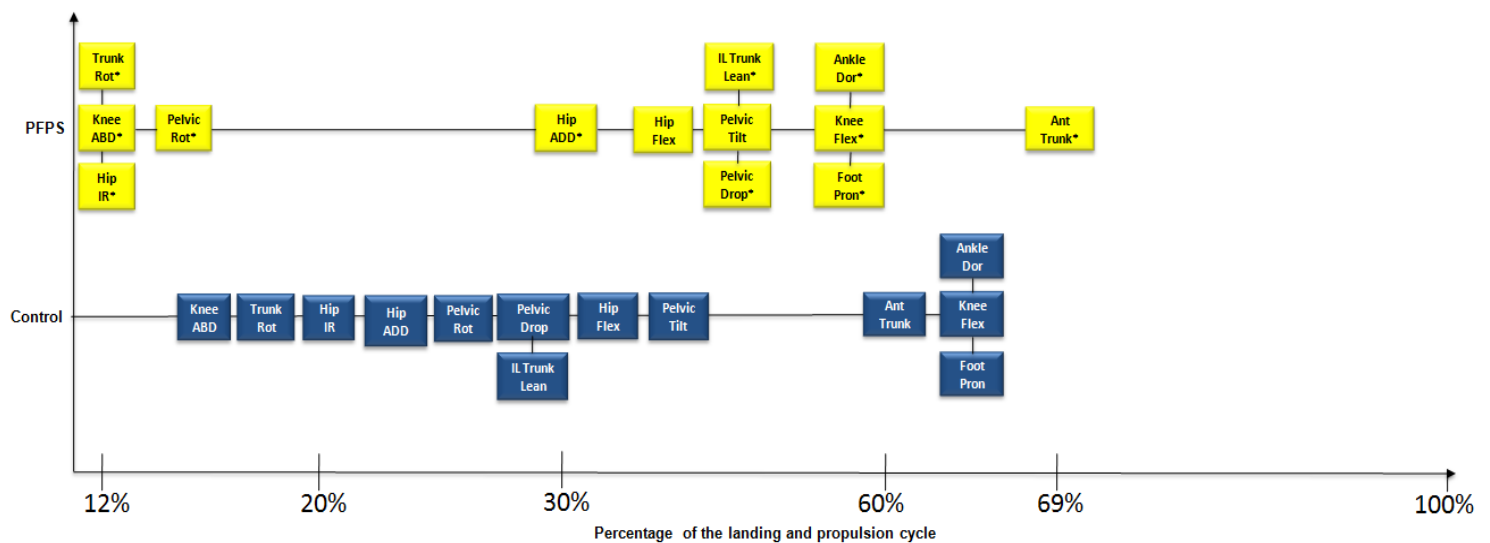


FIGURE 2: Time of joint angle peaks in the women of the control and PFPS group during the landing and propulsion cycle, while performing the single-leg triple hop test
Abbreviations: Rot, rotation; ABD, abduction; IR, internal rotation; ADD, adduction; Flex, flexion; IL, ipsilateral; Dor, dorsiflexion; Pron, pronation
* There was a significant between-group difference ($P < .05$)

Kinetics

Hip

Women with PFPS exhibited greater internal hip abductor moment than those in the control group ($P = .017$). No statistically significant difference was found for the internal extensor moment ($P = .679$; TABLE 3).

TABLE 3: Internal moment (Nm/Kg) of Hip, Knee, Ankle, and Foot in Women With and Without PFPS*

	Control (n = 20)	PFPS (n = 20)	P Value [†]	Effect Size [§]	Between-group differences [*]
Hip abductor [‡]	1.8 ± 0.5	2.2 ± 0.2	0.017	1.0	0.4 (0.2, 0.6)
Hip extensor	2.9 ± 0.5	2.8 ± 0.5	0.679	N/A	0.1 (-0.4, 0.2)
Knee abductor [‡]	0.9 ± 0.3	2.1 ± 0.4	0.001	3.3	1.2 (1.0, 1.4)
Knee extensor [‡]	2.8 ± 0.4	1.9 ± 0.3	0.001	2.5	0.9 (-1.1, -0.7)
Ankle plantar flexor [‡]	2.4 ± 0.4	2.0 ± 0.3	0.035	1.1	0.4 (0.2, 0.6)
Foot inverter [‡]	0.4 ± 0.2	0.6 ± 0.3	0.051	N/A	0.2 (-0.4 a -0.0)

Abbreviations: PFPS, patellofemoral pain syndrome; N/A, not applicable

* Data are mean ± SD (Nm/Kg)

[†] There was a significant between-group difference (P<.05)

^{*} Mean between-group difference (95% confidence interval)

[§] Effect size determined using Cohen d (0.2 to 0.5 - low, 0.6 to 0.8 - medium, and 0.9 or higher - strong)

Knee

Women with PFPS exhibited greater internal knee abductor moment than those in the control group (P=.001), although they also exhibited lower internal knee extensor moment (P=.001).

Foot and Ankle

Women with PFPS exhibited lower flexor plantar moment than those in the control group (P=.035). No significant difference was found between the two groups in terms of the foot inverter moment (P=.051).

DISCUSSION

The present study compared the angular kinematics and internal moments of the trunk and lower extremities and described the time of joint angle peak in women with and without PFPS during the SLTHT. In comparison to women in the control group, those with anterior knee pain exhibited greater anterior and ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, and internal rotation, as well as foot pronation. Furthermore, women with PFPS exhibited greater knee and hip abductor internal moment. On the other hand, women with PFPS exhibited lower ipsilateral trunk and pelvis rotation, hip and knee flexion, and ankle dorsiflexion, as well as lower knee extensor and plantar flexor internal moments.

In terms of time of peak joint angle, it is notable that ipsilateral trunk and pelvis rotation, hip internal rotation, knee adduction, knee flexion, ankle dorsiflexion, and foot pronation occurred prematurely, whereas anterior and ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, and hip adduction occurred later in women with PFPS than in those in the control group. The time of peak joint angle assessment was performed in order to understand the sequence in which the maximum amplitude of each joint was achieved and the time it occurred during the landing and propulsion cycle in the SLTHT.

The results of the present study revealed that women with PFPS showed specific biomechanical strategies for highly challenging activities compared to controls. Some of these biomechanical patterns have been found in other studies in relation to regular activities such as squatting, gait, or even negotiating stairs^(5,23,24,25,33)

During the landing and propulsion cycle, it was notable that women in both groups exhibited the compensated Trendelenburg sign and dynamic valgus, that is, ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction and internal rotation, knee abduction, and foot pronation. These findings are consistent with the idea that increased ipsilateral trunk lean may act as a compensatory mechanism for contralateral pelvic drop and a higher internal hip abductor moment, which can be induced by hip abductor weakness as described in other studies^(24,28,29). Because this pattern was found in both groups, we believe that this is a physiological mechanism related to load absorption in the lower extremity during the SLTHT. Since the hop test is considered a high-impact activity, there is probably a need for greater load absorption, which occurs in the trunk and lower extremities in the three planes of motion. However, in this study, significant differences were found between the

groups in relation to the range of motion, internal moments, and the time of peak joint angle, which may explain why one group was symptomatic and the other was not.

Women with anterior knee pain exhibited a greater hip internal rotation than those in the control group, reaching the time of peak joint angle prematurely. Theoretically, this excessive and early internal rotation is caused by weakness of the hip lateral rotators during weight-bearing activities, as found in previous studies^(1,19,20,23,33). In the frontal plane, women with PFPS exhibited greater hip adduction, although the time of joint peak was later during the landing and propulsion cycle. Furthermore, those with PFPS exhibited greater contralateral pelvic drop associated with the increased hip abductor internal moment and ipsilateral trunk lean. It is important to highlight that both contralateral pelvic drop and ipsilateral trunk lean occurred later in the PFPS group than in the control group. In accordance with some authors, we believe that these findings may be explained by a deficit in torque produced by the hip abductor muscles^(24,29). Once contralateral pelvic drop has occurred, ipsilateral trunk lean is expected as a compensatory adjustment to promote lateral displacement to the ground reaction force^(19,28,30,38,42).

Regarding the sagittal plane, women from the symptomatic group squatted less during the cycle of landing and propulsion when they exhibited less hip and knee flexion, as well as less ankle dorsiflexion and less internal knee extensor and flexor plantar moment. It is known that a greater knee flexion angle and greater knee extensor internal moment lead to increased compressive force in the patellofemoral joint^(11,12,34). Based on Escamilla et al⁽¹¹⁾, we believe that women in the PFPS group limited their movement during the SLTHT in an attempt to reduce the demand on the quadriceps and consequently decrease patellofemoral stress. The symptomatic women also exhibited exaggerated movement in terms of anterior trunk lean, which

peaked later than it did in the control group; this may have occurred as a compensatory mechanism of the trunk for the poor load absorption of the lower extremities, as women with PFPS showed less movement of the hip, knee, and ankle in the sagittal plane (Figure 3).

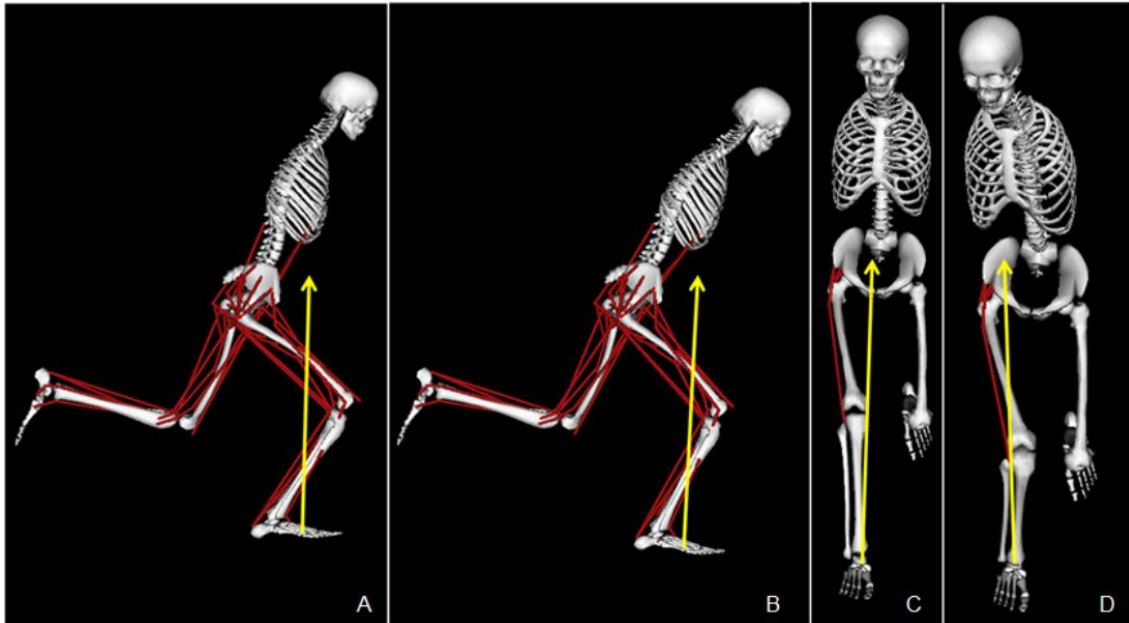


FIGURE 3: Sagittal and frontal plane motions of the trunk, pelvis, hip, knee, ankle, and foot showing the kinematic and kinetic behavior presented by the control (A and C) and PFPS (B and D) group during the landing and propulsion cycle

Other studies have assessed the biomechanical behavior of patients with PFPS in performing simple tasks^(5,6,18,23,33). On the other hand, the present study used three-dimensional analysis of proximal (trunk, pelvis, and hip), local (knee), and distal factors (ankle and foot) in a more challenging task (SLTHT) that required greater neuromuscular control. Importantly, this is the first study that has described the sequence and time at which each peak joint angle occurs during the SLTHT. We believe that this knowledge can play an important role in clinical decision making in order to intervene directly in abnormal movements that lead to dynamic valgus.

The present study also has some limitations. For instance, the transition was assessed only between the first and second jumps in a sequence of three jumps.

This was done because greater kinetic and kinematic peaks were found in this transition compared to other SLTHT periods. Furthermore, we believe that because the participants were concentrating on the three jumps, a possible “lab-effect” was minimized during data collection.

Another limitation was that the method used for the kinematic analysis may not have had the sensitivity required to assess small alterations of the foot and knee on the frontal plane. The movement of soft tissues may have been an artifact, and this limitation could have affected the assessment of segments with a small range of motion, such as foot pronation and knee abduction. However, given the low standard deviation found in both groups and the investigators’ experience with the equipment, these limitations likely did not affect the results of the present study.

In the study, participants crossed their arms in the anterior region of the thorax, which may have influenced the task, thereby representing a third limitation of the study. However, this position was adopted for both groups and we chose it because we wanted to avoid compensatory movements of the upper limbs and to direct the test toward the inferior limbs.

The main clinical implication of these findings is that it is essential to take into account highly challenging activities when evaluating patients with patellofemoral pain, given that increased range of motion has mainly been found in the trunk, pelvis, and hip. Further studies should incorporate an electromyographic assessment of the trunk, hip, and knee muscles, as well as the kinetic and kinematic effects of treatment protocols that emphasize the abnormalities found in individuals with PFPS.

CONCLUSION

Compared to the control group, women with PFPS exhibited altered kinematics and kinetics of the trunk, hip, knee, and ankle in the three planes of motion during the landing and propulsion cycle in the SLTHT. Furthermore, women with PFPS exhibited different times and sequences in their joint angle peak. We recommend the inclusion of highly challenging activities when evaluating patients with anterior knee pain.

ACKNOWLEDGEMENTS

Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).

REFERENCES

- 1 - Andriacchi TP, Anderson GB, Ortengren R, Mikosz RP. A study of factors influencing muscle activity about the knee joint. *J Orthop Res.* 1983;1:266-75
- 2 - Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture.* 2011;33:286-91
- 3 - Bizzini, M, Childs CJD, Piva SR, Delitto A. Systematic review of the quality of randomized controlled trials for patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:4-20
- 4 - BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Sagittal-Plane Trunk Position, Landing Forces, and Quadriceps Electromyographic Activity. *J Athl Train*, 2009 v. 44, n. 2, p. 174-9.
- 5 - Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:12-8
- 6 - Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2002;16(2):115-23
- 7 - Claudon B, Poussel M, Billon-Grumillier C, Beyaert, Paysant C, Knee kinetic pattern during gait and anterior knee pain before and after rehabilitation in patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture.* 2012;36(1):139-43
- 8 - Davis RB, Ounpuu S, Tyburski, D; Gage, J. R. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science.* 1991;10:575-87
- 9 - Dempster, H. The Antropometry of the body in action. *Ann NY Acad Sci* 1955:559-85

- 10 - Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:448-56
- 11 - Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(4):556-69
- 12 - Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainer MR. Hop test as predictors of dynamic knee stability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(10):588-97
- 13 - Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Reliability of landing 3D motion analysis: Implications for longitudinal analyses. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:2021-8
- 14 – Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhães E, Bryk FF, Lucareli PRG, Carvalho NAA. Short-Term Effects of Hip Abductors and Lateral Rotators Strengthening in Females With Patellofemoral Pain Syndrome: A Randomized Controlled Clinical Trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40:736-42
- 15 - Fukuda TY, Melo WP, Zafalon BM, Rosseto FM, Magalhães E, Bryk FF, Martin RL. Hip posterolateral musculature strengthening in sedentary women with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial with 1-year follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42:823-30
- 16 - Heiderscheit BC. Lower extremity injuries: is it just about hip strength? *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:39-41
- 17 - Ireland ML; Wilson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):671-6
- 18 - Kadaba, MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME. Lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990;8:849-60

- 19 - Lee TQ, Anzel SH, Bennett KA, Pang D, Kim WC. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;69-74
- 20 - Lee TQ, Yang BY, Sandusky MD, McMahon PJ. The influence of tibial and femoral contact area and pressure. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(11):686-93
- 21 - Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain Syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(10):641-7
- 22 - Magalhães E, Silva AP, Martin RL, Fukuda TY. Isometric strength ratios of the hip musculature in females with patellofemoral pain: a comparison to painfree controls. *J Strength Cond Res*. 2013
- 23 - Mckenzie, K, Galea, V, Wessel, J, Pierrynowski, M. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(10):625-32
- 24 - Nakagawa TH, Moriya ETU , Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012; 42(6):491-501
- 25 - Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train*. 2011;46:246-56
- 26 - Petschnig R, Baron R, Albrecht M. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test

following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28(1):23-31

27 - Portney L, Watkins M: Foundations of clinical research: applications to practice., vol. 2nd ed. *Upper Saddle River*: Prentice-Hall; 2000

28 - Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003; 33(11):639-46

29 - Powers, CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42-51

30 - Pollard CD; Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clin Biomech.* 2010;25(2):142-46

31 - Prins MR, van der Wurf P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother.* 2009;55(1):9-15

32 - Salsich GB, Graci V, Maxam D. The effects of movement pattern modification on lower extremity kinematics and pain in woman with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42(12):1017-24

33 - Salsich GB, Long-Rossi F. Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? *Physiother Theory Pract.* 2010;26:150-9

34 - Salsich GB, Perman WH, Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;(40):277-85

35 - Selfe J, Richards J, Thewlis D, Kilmurray S. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2008;27:258-63

- 36 - Souza R, Powers C. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39:12-9
- 37 - Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers, CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(5):277-85
- 38 - Stefanyshyn D, Stergiou P, Lun V, Meeuwisse W, Worobets J. Knee angular impulse as predictor of patellofemoral in runners. *Am J Sports Med.* 2006;34(11):1844-51
- 39 - Thomee R, Augustsson J, Karlsson J. Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. *Sports Med.* 1999;28:245-62
- 40 - VICON[®], 2002. Plug-in-Gait modelling instructions. Vicon[®] Manual, Vicon[®]612 Motion Systems. Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK
- 41 - Wilson J, Davis I. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2008;23:203-11
- 42 - Wilson JD, Binder-Macleod S, Davis IS. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* 2008;36:1587-94

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo comparou a cinemática angular, os momentos internos do tronco e membros inferiores, descreveu a sequência do movimento articular e o padrão de atividade muscular em mulheres com e sem SDFP durante uma atividade desafiadora como o THT. No que diz respeito à atividade muscular do glúteo médio, percebemos que o grupo femoropatelar apresentou atraso de ativação, tão bem como menor atividade dessa musculatura durante a fase de absorção do ciclo do salto.

Já no que diz respeito à atividade muscular do bíceps femoral. Essa estrutura, diferentemente do glúteo médio, teve sua atividade aumentada durante as duas fases estudadas (pré-ativação e ciclo da aterrissagem).

Acreditamos que a menor atividade do glúteo médio nas voluntárias do GF, pode justificar o fato desse grupo apresentar maior amplitude de inclinação contralateral da pelve, uma vez que, no déficit de atividade dessa musculatura a estabilidade da pelve no plano frontal fica comprometida (BARTON, et. al. 2013; NAKAGAWA, et. al, 2012). Além disso, como trata-se de um músculo que tem a função de rodar lateralmente o membro, acreditamos que seu déficit de ativação também pode ser o fator que desencadeia maior rotação medial nesse grupo (MAGALHÃES et. al. 2010).

Em contrapartida, acreditamos que a maior atividade do bíceps femoral, um importante estabilizador do quadril no plano sagital, pode ser a responsável pela menor amplitude de flexão do quadril no GF durante o ciclo do salto, pois uma vez ativo, essa estrutura muscular seria capaz de conter o tilt anterior da pelve, diminuindo, assim, a amplitude de flexão do quadril em questão (NEWMANN, 2006).

Referencias Bibliográficas

- 1 - ANDRIACCHI TP, ANDERSON GB, ORTENGREN R, MIKOSZ RP. A study of factors influencing muscle activity about the knee joint. **J Orthop Res.** 1984;1:266-75
- 2 - BARELA, AM; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. São Paulo: Laboratório de Biofísica-USP, 2006. Disponível em <<http://lob.iv.fapesp.br>>. Acesso em 25-08-2013
- 3 - BARTON, CJ. et al. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. **Gait Posture**, v. 30, n. 4, p. 405-16, Nov 2009.
- 4 – BARTON CJ, LACK S, MALLIARAS P et. Al. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. **Br J Sports Med.** 2013; 47: 207-214.
- 5 - BARTON CJ, LEVINGER P, WEBSTER KE, MENZ HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. **Gait Posture.** 2011;33:286-91
- 6 - BIZZINI, M, CHILDS CJD, PIVA SR, DELITTO A. Systematic review of the quality of randomized controlled trials for patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2003;33:4-20
- 7 - BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Sagittal-Plane Trunk Position, Landing Forces, and Quadriceps Electromyographic Activity. **J Athl Train**, v. 44, n. 2, p. 174-9, Mar-Apr 2009. ISSN 1062-6050 (Print) 1938-162X (Electronic)
- 8 - BOLGLA, L. A. et al. Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, n. 1, p. 142-7,
- 9 - BOLGLA, LA; MALONE TR, UMBERGUER BR, UHL, TL, 2011;. Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. **Int J Sports Phys Ther**, v. 6, n. 4, p. 285-96

- 10 - BOLGLA LA, MALONE TR, UMBERGER BR, UHL TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:12- 18
- 11 - BOLING, M. et al. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. **Scand J Med Sci Sports**, v. 20, n. 5, p. 725-30, Oct 2010.
- 12 - BRECHTER JH, POWERS CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. **Gait Posture.** 2002;16(2):115-23
- 13 - CAPOZZO, A.; CATANI, F.; DELLA CROCE, U.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics.* v. 10, n. 4, p. 171-178, 1995
- 14 - CLAUDON B, POUSSEL M, BILLON-GRUMILLIER C, BEYAERT, PAYSANT C. Knee kinetic pattern during gait and anterior knee pain before and after rehabilitation in patients with patellofemoral pain syndrome. **Gait Posture.** 2012;36(1):139-43
- 15 - COLLADO, H.; FREDERICSON, M. Patellofemoral pain syndrome. **Clin Sports Med**, v. 29, n. 3, p. 379-98, Jul 2010. ISSN 0278-5919
- 16 - COOK, C. et al. Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. **Physiotherapy**, v. 98, n. 2, p. 93-100, Jun 2012.
- 17 – COWAN S, BENNELL K, HODGES PW, CROSSLEY K, MCCONNELL J. Delayed onset of eletromyographic activity of the vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Arch Phys Med Rehabil** 2001; 82: 183 – 189

- 18 - COWAN S, HODGES PW, BENNELL K, CROSSLEY K. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task **Arch Phys Med Rehabil** 2002; 83: 989 – 995
- 19 - Crowell MS, Wofford NH, Lumbopelvic manipulation in patients with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Manual and Manipulative Therapy**. 2012 V. 20. 3 113. P 113-120
- 20- DA CUNHA, R. A. et al. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 43, n. 5, p. 332-9.
- 21 - DAVIS RB, OUNPUU S, TYBURSKI, D; GAGE, J. R. A gait analysis data collection and reduction technique. **Human Movement Science**. 1991;10:575-87
- 22 - DAVIS IS, POWERS C, Patellofemoral Pain Syndrome. Proximal, Distal, and Local Factors An International Research Retreat. **J Orthop Sports Phys Ther** 2009: v 40, n. 3: A1-A48
- 23 – DELSYS. Neuromuscular research center. Boston University. Disponível em: <http://www.delsys.com/lybrary/papers>. Acesso em 10/10/2013
- 24 - DEMPSTER, H. The Antropometry of the body in action. **Ann NY Acad Sci** 1955:559-85
- 25 - DIERKS TA, MANAL KT, HAMILL J, DAVIS IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. **J Orthop Sports Phys Ther**. 2008;38:448-56
- 26 - DOLAK, K. L. et al. Hip strengthening prior to functional exercises reduces pain sooner than quadriceps strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized clinical trial. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 41, n. 8, p. 560-70, Aug 2011

- 27 - EARL, J. E.; MONTEIRO, S. K.; SNYDER, K. R. Differences in lower extremity kinematics between a bilateral drop-vertical jump and a single-leg step-down. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 37, n. 5, p. 245-252, May 2007
- 28 - ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, ZHENG N. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med Sci Sports Exerc.** 1998;30(4):556-69.
- 29 - FITZGERALD GK, LEPHART SM, HWANG JH, WAINER MR. Hop test as predictors of dynamic knee stability. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2001;31(10):588-97
- 30 - FORD KR, MYER GD, HEWETT TE. Reliability of landing 3D motion analysis: Implications for longitudinal analyses. **Med Sci Sports Exerc.** 2007;39:2021-8
- 31 - GRACI, V.; VAN DILLEN, L. R.; SALSICH, G. B. Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. **Gait Posture**, v. 36, n. 3, p. 461-6, 2012.
- 32 - HAMILL, J; KNUTZEN, K. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Manole, 1999.
- 33 - HAMILTON, R. T. et al. Triple-hop distance as a valid predictor of lower limb strength and power. **J Athl Train**, v. 43, n. 2, p. 144-51, Apr-Jun 2008
- 34 - HEIDERSCHEIT BC. Lower extremity injuries: is it just about hip strength? **J Orthop Sports Phys Ther.** 2010;40:39-41
- 35 - HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2000 v. 10, n. 5, p. 361-74.

- 36 - IRELAND ML; WILSON JD, BALLANTYNE BT, DAVIS IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2003;33(11):671-6
- 37 - ISLAM, K. et al. A geometric approach to study the contact mechanisms in the patellofemoral joint of normal versus patellofemoral pain syndrome subjects. **Comput Methods Biomech Biomed Engin**, 2013
- 38 – ISMAIL MM, GAMALELDEIN MH, HASSA KA, Closed kinetic chain exercises with or without additional hip strengthening exercises in management of patellofemoral pain syndrome, a randomized controlled trial. **European Journal of physical and rehabilitation medicine.** 2013; 49: 1 – 12
- 39 - James Selfe, Michael Callaghan, Erik Witvrouw, James Richards, Maria Paola Dey, Chris Sutton, John Dixon, Denis Martin, Maria Stokes, Jessie Janssen, Elizabeth Ritchie, David Turner. Targeted interventions for patellofemoral pain syndrome (TIPPS): classification of clinical subgroups. **BMJ Open.** 2013; 3: 1-8
- 40 - KADABA, MP, RAMAKRISHNAN HK, WOOTEN ME. Lower extremity kinematics during level walking. **J Orthop Res.** 1990;8:849-60
- 41 - LANKHORST, N. E.; BIERMA-ZEINSTRA, S. M.; VAN MIDDELKOOP, M. Risk factors for patellofemoral pain syndrome: a systematic review. **J Orthop Sports Phys Ther**, 2012, v. 42, n. 2, p. 81-94.
- 42 - LEE TQ, ANZEL SH, BENNETT KA, PANG D, KIM WC. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. **Clin Orthop Relat Res.** 1994:69-74
- 43 - LEE TQ, YANG BY, SANDUSKY MD, MCMAHON PJ. The influence of tibial and femoral contact area and pressure. **J Orthop Sports Phys The.** 2003;33(11):686-93.

- 44 - LONG-ROSSI F, SALSICH GB. Pain and hip lateral rotator muscle strength contribute to functional status in females with patellofemoral pain. **Physiother Res Int.** 2010; 15: 57 - 64
- 45 - MAGALHÃES E, FUKUDA TY, SACRAMENTO SN, FORGAS A, COHEN M, ABDALLA RJ. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain Syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2010;40(10):641-7
- 46 - MAGALHÃES E, SILVA AP, MARTIN RL, FUKUDA TY. Isometric strength ratios of the hip musculature in females with patellofemoral pain: a comparison to painfree controls. **J Strength Cond Res.** 2013.
- 47 - MALTA, M.; CARDOSO, L. O.; BASTOS, F. I.; MAGNANINI, M. M. F.; SILVA, C. M. F. P. Iniciativa STROBE: subsídios para a comunicação de estudos observacionais. **Revista de Saúde Pública.** v. 44, n. 3, p. 559-565, 2010
- 48 - MCKENZIE, K, GALEA, V, WESSEL, J, PIERRYNOWSKI, M. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2010;40(10):625-32
- 49 - MUNRO A, HERRINGTON L, CAROLAN M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. **J Sport Rehabil.** 2012 Feb;21(1):7-11.
- 50 - NAKAGAWA TH, MORIYA ETU , MACIEL CD, SERRÃO FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2012; 42(6):491-501

- 51 - NAKAGAWA, T. H. MORIYA ET, MACIEL CD, SERRÃO AF et al. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. **Med Sci Sports Exerc**, v. 44, n. 9, p. 1747-55, Sep 2012a
- 52 – NEWMANN, DA. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2006
- 53 - NGUYEN AD, SHULTZ SJ, SCHMITZ RJ, LUECHT RM, PERRIN DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. **J Athl Train**. 2011;46:246-56
- 54 - NORCROSS, M. F. et al. Lower Extremity Energy Absorption and Biomechanics During Landing, Part I: Sagittal-Plane Energy Absorption Analyses. **J Athl Train**, Aug 14 2013. ISSN 1062-6050
- 55 – OWINGS TM, GRABINER MD. Motor control of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in disrupted during eccentric contractions in subjects with patellofemoral pain. **Am J Sport Med**. 2002; 30 483 – 487
- 56 - PAPPAS, E.; WONG-TOM, W. M. Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review With Meta-analysis. **Sports Health**, v. 4, n. 2, p. 115-20, Mar 2012.
- 57 - PETSCHNIG R, BARON R, ALBRECHT M. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. **J Orthop Sports Phys Ther**. 1998;28(1):23-31
- 58 - PIVA, S. R. et al. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 7, p. 33, 2006

- 59 – PIVA SR, GOODNITE EA, CHILDS JD. Strength around the hip and flexibility of soft tissue in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Phys Ther.** 2005; 35: 793 - 801
- 60 - POWERS, C. M. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 28, n. 5, p. 345-54, Nov 1998.
- 61 - POWERS, CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2010;40(2):42-51
- 62 - POWERS CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2003; 33(11):639-46
- 63 - POLLARD CD; SIGWARD SM, POWERS CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. **Clin Biomech.** 2010;25(2):142-46
- 64 - PRINS MR, VAN DER WURF P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. **Aust J Physiother.** 2009;55(1):9-15
- 65 - REID, A. et al. Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. **Phys Ther,** 2007;87(3):337-49,
- 66 - ROBINSON, R. L.; NEE, R. J. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2007;37(5)232-8
- 67 - SALSICH GB, GRACI V, MAXAM D. The effects of movement pattern modification on lower extremity kinematics and pain in woman with patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2012; 42(12):1017-24

68 - SALSICH GB, LONG-ROSSI F. Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? **Physiother Theory Pract.** 2010;26:150-9.

69 - SALSICH GB, PERMAN WH, Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2007;(40):277-85

70 - SALSICH GB, WARD S, TERK M, POWERS C. In vivo assessment of patellofemoral joint contact area in individuals who are pain free. **Clin. Orthop. Relat. Res.** 2003; 417:277-284

71 - SELF J, RICHARDS J, THEWLIS D, KILMURRAY S. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. **Gait Posture.** 2008;27:258-63

72 - SOUZA R, POWERS C. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2009;39:12-9

73 - SOUZA RB, POWERS CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. **Am J Sports Med.** 2009;37:579-587

74 - SOUZA RB, DRAPER CE, FREDERICSON M, POWERS, CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2010; 40(5):277-85

75 - STEFANYSHYN D, STERGIOU P, LUN V, MEEUWISSE W, WOROBETS J. Knee angular impulse as predictor of patellofemoral in runners. **Am J Sports Med.** 2006;34(11):1844-51

- 76 - STEINKAMP LA, DILLINGHAM MF, MARKEL MD, HILL JA, KAUFMAN KR. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. **Am J Sports Med** 1993;21:438-44
- 77 - SWEARINGEN, J. et al. Correlation of single leg vertical jump, single leg hop for distance, and single leg hop for time. **Phys Ther Sport**. 2011;12(4):194-8.
- 78 – TANG SFT, CHEN CH, HSU R, CHO SW, HONG WH, LEW HL. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. **Arch Phys Med Rehabil** 2001;82:1441-1445
- 79 - THOMEE R, AUGUSTSSON J, KARLSSON J. Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. **Sports Med**. 1999;28:245-62
- 80 - TYLER TF, NICHOLAS SJ, MULLANEY MJ, MCHUGH MP. The role of hip muscle function in treatment of patellofemoral pain syndrome. **Am J Sports Med**. 2006; 34: 630-636
- 81 - VICON®, 2002. Plug-in-Gait modelling instructions. Vicon® Manual, Vicon®612 Motion Systems. Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK
- 82 - WANG, L. I.; PENG, H. T. Biomechanical Comparisons of Single- and Double-Legged Drop Jumps with Changes in Drop Height. **Int J Sports Med**. 2013
- 83 - WILLSON J, DAVIS I. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**. 2008;23:203-11.
- 84 - WILLSON JD, DAVIS IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. **J Sport Rehabil**. 2009;18:76-90.

- 85 - WILLSON JD, BINDER-MACLEOD S, DAVIS IS. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. **Am J Sports Med.** 2008;36:1587-94
- 86 - WIRTZ AD, WILLSON JD, KERNOZEK TW, HONG DA. Patellofemoral joint stress during running in females with and without patellofemoral pain. **Knee.** 2012; 19(5):703-8
- 87 - WITVROUW, E. et al. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. **Am J Sports Med**, v. 28, n. 4, p. 480-9, Jul-Aug 2000
- 88 - ZEBIS MK; et al. The Effects of Neuromuscular Training on Knee Joint Motor Control During Sidecutting in Female Elite Soccer and Handball Players. **Clin J Sport Méd** .2008;18.

ANEXOS

Anexo 1 – Aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa**Universidade Nove de Julho – UNINOVE****PROJETO DE PESQUISA**

Título: Avaliação da cinética e cinemática do membro inferior durante a realização do *hop test* em mulheres com e sem a síndrome da dor femoropatelar

Pesquisador: André Serra Bley

Versão: 1

Instituição: Universidade Nove de Julho – UNINOVE **CAAE:** 02290412.0.0000.5511

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do parecer: 15426

Data da Relatoria: 25/04/2012

Apresentação do Projeto:

Projeto muito bem estruturado com hipótese de encontrar alterações da cinemática e cinética dos membros inferiores frente ao estresse da prática do salto desportivo.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivos bem estruturados com subdivisão em primários e secundários. Descrição adequada da hipótese com os objetivos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos são mínimos durante o período experimental, podendo ocorrer desconforto no momento do salto o qual será interrompido sendo a paciente encaminhada à clínica de fisioterapia desta universidade.

Os resultados do estudo podem favorecer novas perspectivas de avaliação da síndrome de dor femoropatelar e consequentemente podem contribuir na elaboração de programas de intervenção.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa muito bem estruturada do ponto de vista ético.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termo de consentimento claro e objetivo, contém os objetivos e metodologia de maneira adequada à população.

Contempla com os dados necessários de informação e contatos do pesquisador e do COEP.

Recomendações:

Não apresenta recomendações

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto adequado do ponto de vista ético.

Considerações Finais a critério do CEP:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Sim

Situação do Parecer:

Aprovado

SAO PAULO, 25 de Abril de 2012

Stella Regina Zamuner

Anexo 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO**

Nome: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ CEP: _____ Telefone: _____

E-mail: _____

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas por **Amir Curcio dos Reis** (Aluno do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE) sob orientação do prof. **Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli**, objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, o participante da pesquisa autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. Título do Trabalho: “Avaliação da cinética e cinemática do membro inferior durante a realização do *hop test* em mulheres com e sem síndrome da dor femoropatelar”.

2. Objetivo: Avaliar as forças e os movimentos ocorridos nos membros inferiores e coluna vertebral durante a realização de um teste de salto triplo com uma única perna em mulheres com e sem a síndrome da dor femoropatelar (SDFP).

3. Justificativa: A avaliação dos movimentos e das forças envolvidas durante a preparação e aterrissagem de um salto pode refletir melhor o estresse que os membros inferiores recebem durante as atividades diárias. Esse teste tem sido amplamente utilizado para acompanhamento e critério de retorno seguro as atividades desportivas e pouco se encontra a utilização deste teste para pessoas sedentárias e com dor anterior do joelho. Alguns estudos mostram que pessoas com SDFP (com dor anterior no joelho) apresentam compensações nos movimentos do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo.

Não foram encontrados estudos dessas compensações dos membros inferiores e da coluna, em mulheres com dor no joelho durante a realização do teste de salto triplo. Sendo assim, o estudo destas alterações e de seu entendimento se faz necessário no intuito de contribuir para melhores processos de avaliação e de elaboração de programas de fisioterapia mais confiáveis e eficientes no tratamento da SDFP.

4. Experimento: Será selecionado um mínimo de 30 mulheres, com idades entre 18 e 30 anos, sedentárias ou que não pratiquem atividade física regular nos últimos 6 meses. As participantes serão divididas em 2 grupos de igual número; grupo femoropatelar (GF), composta de mulheres com síndrome da dor femoropatelar e grupo controle (GC): composta de mulheres saudáveis. O GF deverá apresentar dor anterior no joelho, sendo no joelho dominante (membro inferior determinado pela preferência por chutar uma bola) ou nos dois, por um período mínimo de 3 meses em pelo menos duas das seguintes atividades: ficar sentado por tempo prolongado, subir ou descer escadas, agachar, ajoelhar, correr e saltar. Apresentar dor de

intensidade mínima em 3 centímetros, numa escala visual pontuada entre 0 e 10 centímetros e a dor não ter relação com traumas anteriores. Nenhuma outra patologia, lesão ou cirurgia prévia o voluntário pode apresentar nos membros inferiores e/ou tronco, inclusive doenças cardíacas ou fazendo uso de medicamentos. O GF deverá ainda responder um questionário com 13 perguntas sobre o estado funcional do joelho, o qual determina através de uma pontuação de 0 a 100 o estado de função que o joelho se encontra diante da patologia em questão. O GC controle deve ser constituído de pessoas saudáveis, sem referência a qualquer sintoma, patologia, lesão ou cirurgias prévias. O uso de medicamentos em até quinze dias antes das avaliações e uma diferença de até 1 centímetro no comprimento dos membros inferiores exclui o participante do estudo.

As voluntárias deverão utilizar short e top para colocação, sob a pele, de pequenas esferas de plástico recobertas de uma fita reflexiva, os quais serão afixados com fita adesiva dupla-face hipoalergênica em 18 pontos ósseos no corpo (nos ombros, nuca, coluna, culotes, parte anterior dos quadris, coxa, joelho, perna e pés, em ambos lados). Os eletrodos para captação dos sinais elétricos no músculo serão fixados na pele, na parte interna da coxa, culotes, glúteos (bumbum) e parte anterior da coxa, após prévia retirada dos pelos e limpeza do local com álcool 70% e algodão.

Previamente a coleta de dados, as voluntárias deverão andar sobre o local de avaliação numa distância de aproximadamente 5 metros, indo e voltando, pisando numa plataforma determinada pelo avaliador. Também será realizada 3 contrações musculares máximas dos 4 músculos avaliados, sob resistência manual do avaliador, durante 10 segundos, com descanso de 60 segundos entre cada contração, com a avaliadora deitada e também sentada numa maca. Esses procedimentos fazem parte da calibração do sistema de análise para coleta dos dados. As voluntárias serão familiarizadas ao teste de salto triplo com uma perna só, orientadas a realizar 3 saltos com apenas uma perna consecutivamente, na maior distância possível, com os braços cruzados no peito, primeiramente com o membro dominante e depois com o outro membro. Após a voluntária estar ciente dos procedimentos, será posicionada pelo pesquisador sobre o local de avaliação e quando solicitada iniciará os saltos, primeiramente com o membro dominante e depois com o outro membro. Este procedimento será repetido 3 vezes, com descanso de 1 minuto entre cada teste. Em seguida os mesmos procedimentos serão realizados, porém com a voluntária iniciando o salto sobre a plataforma, local indicado pelo avaliador do estudo. O processo de coleta totalizará 6 sessões de saltos em cada membro. É essencial que o pé testado toque completamente a plataforma enquanto o outro permaneça fora da placa durante o salto, caso isso não ocorra, o teste será repetido. Todos os dados serão captados pelo computador e armazenados para posterior análise.

5. Desconforto ou Riscos Esperados: As voluntárias do estudo serão submetidas a riscos mínimos durante o período experimental, podendo ocorrer desconforto no momento dos saltos. A pesquisa será interrompida e a voluntária será excluída do estudo caso ocorra qualquer sensação de dor ou desconforto anormal durante os saltos, com aumento dos sintomas maior que 2 pontos quando avaliados na escala visual analógica de dor, e, neste caso, a voluntária será encaminhada para tratamento na clínica de fisioterapia desta mesma instituição. Os dados serão coletados através de eletrodos e esferas fixados à pele por fita adesiva, sendo esta antialérgica. Caso ocorra qualquer tipo de reação alérgica, a coleta será

interrompida e a voluntária será encaminhada a um serviço médico mais próximo. A colocação dos eletrodos na parte interna da coxa, culotes e glúteo (bumbum) será realizada por uma avaliadora (do sexo feminino) previamente treinada. Caso a voluntária, ainda assim, venha a se sentir constrangida, ela poderá deixar de realizar o estudo sem qualquer prejuízo pessoal ou moral. O risco de queda durante os saltos não deve ser descartado, sendo que na ocorrência desta, a coleta será interrompida e a voluntária será encaminhada a um serviço médico mais próximo para avaliação de eventuais lesões e, então será encaminhada para um serviço médico especializado.

6. Informações: A participante tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa. Também os pesquisadores supracitados assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

7. Métodos Alternativos Existentes: Não serão aplicados.

8. Retirada do Consentimento: A participante tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo sem qualquer prejuízo pessoal ou moral.

9. Aspecto Legal: Este estudo foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

10. Garantia do Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

11. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa: Serão ressarcidas despesas com eventuais deslocamentos.

12. Local da Pesquisa: Laboratório Integrado de Análise de Movimento do 8º Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE, localizado na Rua Vergueiro, n. 235/249, Liberdade, São Paulo – SP, telefone: (11) 33859122.

Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa da Uninove: Rua Vergueiro nº 235/249 1º andar – Liberdade – 01504-001/ tel.: 3385-9059.

13. Telefones dos Pesquisadores para Contato: Amir Curcio dos Reis (11) (11)960671234 e Prof. Dr. Paulo R. G. Lucareli (11) 33859122.

14. Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que a minha participação é voluntária, e que poderei sair a qualquer momento do estudo, sem

prejuízo algum. Confirmando que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico.

* Não assine este termo se ainda tiver alguma dúvida a respeito.

São Paulo, de de 2012.

Nome do responsável (por extenso):

Assinatura: _____

1ª via: Instituição

2ª via: Voluntário

ANEXO 3 – Anterior Knee Pain Scale (AKPS)

Questionário de avaliação subjetiva de sintomas e limitações funcionais de pacientes com disfunção femoropatelar – *Anterior Knee Pain Scale* (AKPS)

Adaptado de: Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O. Scoring of Patellofemoral Disorders. *J Arthrosc Rel Sug*. 1993;9(2):159-63.

Nome:

Idade:

Tempo dos sintomas: () mais de 6 meses

Dominância: () direito () esquerdo

Joelho acometido: () D () E

Lesões ou cirurgias em MMII ou coluna: () sim () não

1- Claudicação:

- a) Nenhum (5)
- b) Fraco ou periódico (3)
- c) Constante (0)

2- Sustentação:

- a) Sustentação total sem dor (5)
- b) Doloroso (3)
- c) Com carga é impossível (0)

3- Andar:

- a) Sem limite (5)
- b) Consegue andar mais que 2 Km (3)
- c) Anda de 1 a 2 Km sem dor (2)
- d) Inapto (0)

4- Escadas

- a) Sem dificuldade (10)
- b) Dor pequena ao descer (8)
- c) Dor tanto ao descer e ao subir (5)
- d) Inapto (0)

5- Agachamento

- a) Sem dificuldade (5)
- b) Agachamento repetitivo doloroso (4)
- c) Doloroso em cada tempo (3)
- d) Possível com sustentação de peso parcial (2)
- e) Inapto (0)

6- Correndo

- a) Sem dificuldades (10)
- b) Dor após correr mais de 2 Km (8)
- c) Dor leve após início (6)
- d) Dor severa (3)
- e) Inapto (0)

7- Pular

- a) Sem dificuldades (10)
- b) Pouca dificuldade (7)
- c) Dor constante (2)

d) Inapto (0)

8- Sentar prolongadamente com flexão dos joelhos

a) Sem dificuldades (10)

b) Dor após exercício (8)

c) Dor constante (6)

d) A dor força a extensão do joelho(s) temporariamente (4)

e) Inapto (0)

9- Dor

a) Nenhuma (10)

b) Pouca e ocasional (8)

c) Interfere com o sono (6)

d) Ocasionalmente severa (3)

e) Constante e severa (0)

10- Edema

a) Nenhum (10)

b) Após exercícios severos (8)

c) Após atividades diárias (6)

d) Toda noite (4)

e) Constante (0)

11- Dor anormal aos movimentos patelares (subluxação)

a) Nenhum (10)

b) Ocasionalmente em atividades esportivas (8)

c) Ocasionalmente em atividades diárias (4)

d) Ao menos um deslocamento documentado (2)

e) Mais de 2 deslocamentos (0)

12- Atrofia ou rigidez

a) Nenhum (5)

b) Leve (3)

c) Severa (0)

13- Deficiência em flexão

a) Nenhum (5)

b) Pouca (3)

c) Severa (0)

ANEXO 4– Descrição do protocolo de medidas antropométricas

MEDIDAS	DESCRIÇÃO
Espinha ilíaca antero-superior	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a distância horizontal entre as espinhas ilíacas antero-superiores.
Comprimento do membro inferior	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização de uma trena, verifica-se a distância vertical entre a espinha ilíaca Antero-superior e o maléolo medial.
Diâmetro do joelho	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a largura máxima do joelho fornecida através da distância entre os epicôndilos femorais.
Diâmetro do tornozelo	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a distância máxima entre o maléolo medial e lateral.
TorçãoTibial	Voluntário em decúbito ventral. Com a utilização do goniômetro, posiciona-se uma das hastes alinhada ao eixo transmaleolar, apoiando à planta do pé. A outra haste deve ser alinhada ao eixo axial do fêmur, que interliga a cabeça do femur ao centro articular do joelho – ponto médio entre os epicôndilos.

ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O MESTRADO

RESUMO PUBLICADO NA JOURNAL ORTHOPAEDIC & SPORTS PHYSICAL THERAPY (2013;43(8):A1-A4. doi:10.2519/jospt.2013.0304)

KINETIC AND KINEMATIC ANALYSIS OF THE TRANSITION FROM THE FIRST TO THE SECOND HOP PERFORMED DURING THE TRIPLE HOP TEST IN WOMEN WITH AND WITHOUT PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME: A COMPARISON TO PAIN-FREE CONTROLS

DOS REIS AC¹, BLEY AS¹, DOS ANJOS RABELO ND¹, FUKUDA TY², LUCARELI PRG¹

Universidade Nove de Julho; Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, São Paulo, Brazil

INTRODUCTION: Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is one of the most common injuries resulting from biomechanical abnormalities of the lower limbs. PFPS is common in women with increased dynamic knee valgus and biomechanical deviations, such as excessive adduction and medial rotation of the hip during weight-bearing activities. Kinetic and kinematic analysis of these patients has focused on functional activities such as climbing and descending stairs, walking, and running. However, this analysis needs to be expanded to include activities of a greater muscular demand. These activities generate pain for the patient, and different compensatory movement patterns may occur. The objective of this study was to compare biomechanical strategies during the transitional phase from the first to the second jump of the triple hop test in women with and without PFPS. **METHODS:** Forty active women were divided into an experimental group (EG) (mean $\pm$ SD age, 23.1 ± 4.0 years; weight, 56.2 ± 5.3 kg; body mass index, 20.7 ± 1.8 kg/m²) and a control group (CG) (age, 22.4 ± 3.3 years; weight, 54.5 ± 7.6 kg; body mass index, 21.0 ± 2.7 kg/m²). The volunteers performed 4 jumps. The first jump was a practice attempt and the other 3 were used in the analysis. There was a 2-minute interval between the jumps. The kinematic data were extracted during the first landing of the triple hop test, and the peak range of motion obtained in each plane of movement was used in the analysis. The kinetic data were extracted at the moment the knee reached maximal flexion angle. **RESULTS:** The following kinematic strategy differences were found between the women in the EG and CG: greater trunk flexion and obliquity ($35.9^\circ \pm 5.1^\circ$ and $-9.2^\circ \pm 2.4^\circ$ versus $31.2^\circ \pm 6.0^\circ$ and $-3.5^\circ \pm 2.4^\circ$, respectively), pelvic obliquity ($7.3^\circ \pm 2.0^\circ$ versus $4.1^\circ \pm 1.6^\circ$), adduction and medial rotation of the hip

($10.3^\circ \pm 0.6^\circ$ and $12.5^\circ \pm 3.3^\circ$ versus $6.9^\circ \pm 0.6^\circ$ and $8.9^\circ \pm 0.9^\circ$, respectively), and foot pronation ($10.6^\circ \pm 4.3^\circ$ versus $6.7^\circ \pm 2.2^\circ$). Also, symptomatic women exhibited less rotation of the trunk and pelvis ($11.5^\circ \pm 3.2^\circ$ and $10.9^\circ \pm 1.6^\circ$ versus $17.1^\circ \pm 5.3^\circ$ and $14.7^\circ \pm 3.0^\circ$, respectively), less flexion of the hip and knee ($54.4^\circ \pm 5.4^\circ$ and $47.8^\circ \pm 2.8^\circ$ versus $58.6^\circ \pm 3.7^\circ$ and $56.7^\circ \pm 4.9^\circ$, respectively), and less ankle dorsiflexion ($26.7^\circ \pm 0.8^\circ$ versus $32.5^\circ \pm 1.5^\circ$). These angular values occurred at different moments during landing. In women with PFPS, peak medial rotation of the hip, flexion of the knee, ankle dorsiflexion, and foot pronation occurred earlier, whereas trunk flexion and obliquity, pelvic obliquity, and adduction of the hip occurred later than for the women in the control group. Finally, the analysis of the kinetic data indicated that the individuals in the EG had greater internal hip abduction moment (2.2 ± 0.2 Nm/kg versus 1.8 ± 0.5 Nm/kg), less knee extensor moment (1.9 ± 0.3 Nm/kg versus 2.8 ± 0.4 Nm/kg), and less plantar flexor moment (2.0 ± 0.3 Nm/kg versus 2.4 ± 0.4 Nm/kg) than those in the CG. **CONCLUSION:** During high-impact activities, women with PFPS, compared to asymptomatic women, exhibited biomechanical characteristics similar to what has previously been documented for low-impact activities in that population: greater trunk flexion and obliquity, pelvis obliquity, hip adduction and medial rotation, and foot pronation motion, as well as greater internal hip abduction, less knee extensor moment, and less ankle plantar flexor moment.

ACKNOWLEDGEMENTS: Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).

TRABALHO PREMIADO NO IV CONGRESSO INTERNACIONAL DE
REABILITAÇÃO NEUROMUSCULOESQUELÉTICA (CIRNE) – RIO DE JANEIRO,
BRASIL

**ANÁLISE CINÉTICA E CINEMÁTICA DURANTE A FASE DE TRANSIÇÃO DO
SALTO PROGRESSIVO EM MULHERES COM E SEM A SÍNDROME DA DOR
FEMOROPATELAR**

DOS REIS AC¹, BLEY AS¹, DOS ANJOS RABELO ND¹, FUKUDA TY², LUCARELI PRG¹

Universidade Nove de Julho; Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, São Paulo, Brazil

RESUMO

Introdução: A SDFP é uma das principais consequências das alterações biomecânicas em membros inferiores. É comum em mulheres que apresentam aumento do valgo dinâmico, desarranjo biomecânico caracterizado por excessiva adução e rotação medial do quadril durante atividades com descarga de peso. A análise cinética e cinemática desses pacientes vem sendo amplamente estudada em atividades funcionais como subir e descer escadas, caminhada e corrida, entretanto, precisa ser mais discutida em atividades de grande demanda muscular, pois nestas ocasiões geram dor ao paciente e podem ocorrer diferentes padrões compensatórios de movimento. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi comparar as estratégias biomecânicas durante a fase de transição do primeiro para o segundo salto do triple hop test (THT) em mulheres com e sem síndrome da dor femoropatelar (SDFP).

Material e métodos: Vinte e sete mulheres ativas foram divididas em grupo experimental (GE) – Idade: $23,07 \pm 4,03$; massa: $56,16\text{kg} \pm 5,25$; IMC: $20,68 \pm 1,76$; e grupo controle (GC) - Idade: $22,35 \pm 3,34$; massa: $54,5\text{kg} \pm 7,58$; IMC: $21,01 \pm 2,73$. As voluntárias realizaram 4 saltos, sendo o primeiro utilizado para familiarização e os demais para análise, com intervalo

de 2 minutos entre eles. Os dados cinemáticos foram extraídos durante a primeira aterrissagem do THT e o pico da amplitude articular obtido em cada plano de movimento foi utilizado para análise. Os dados cinéticos foram extraídos no instante em que o joelho atingiu sua máxima flexão.

Resultados: As estratégias cinemáticas encontradas nas mulheres do GE em comparação com o GC foram: maior flexão e obliquidade do tronco ($35.9^{\circ} \pm 5.1^{\circ}$ e $-9.2^{\circ} \pm 2.4^{\circ}$, versus $31.2^{\circ} \pm 6.0$ e $-3.5^{\circ} \pm 2.4$, respectivamente), obliquidade pélvica ($7.3^{\circ} \pm 2.0$ versus $4.1^{\circ} \pm 1.6$), adução e rotação medial do quadril ($10.3^{\circ} \pm 0.6$ e $12.5^{\circ} \pm 3.3$ versus $6.9^{\circ} \pm 0.6$ e $8.9^{\circ} \pm 0.9$, respectivamente) e pronação ($10.6^{\circ} \pm 4.3$ versus $6.7^{\circ} \pm 2.2$). Em contrapartida, mulheres sintomáticas tiveram menor rotação do tronco e pelve ($11.5^{\circ} \pm 3.2$ e $10.9^{\circ} \pm 1.6$ versus $17.1^{\circ} \pm 5.3$ e $14.7^{\circ} \pm 3.0$, respectivamente), flexão do quadril e joelho ($54.4^{\circ} \pm 5.4$ e $47.8^{\circ} \pm 2.8$ versus $58.6^{\circ} \pm 3.7$ e $56.7^{\circ} \pm 4.9$, respectivamente) e dorsiflexão ($26.7^{\circ} \pm 0.8$ versus $32.5^{\circ} \pm 1.5$). Estes valores angulares ocorreram em instantes diferentes da aterrissagem. A rotação medial do quadril, flexão do joelho, dorsiflexão e pronação ocorrem prematuramente e a flexão e obliquidade do tronco, obliquidade pélvica e adução do quadril ocorrem tardiamente nas mulheres com SDFP. Em relação às estratégias cinéticas, o GE apresentou maior momento interno abdutor do quadril ($2.2 \text{ Nm/kg} \pm 0.2$ versus $1.8 \text{ Nm/kg} \pm 0.5$), menor momento extensor do joelho ($1.9 \text{ Nm/kg} \pm 0.3$ versus $2.8 \text{ Nm/kg} \pm 0.4$) e flexor plantar ($2.0 \text{ Nm/kg} \pm 0.3$ versus $2.4 \text{ Nm/kg} \pm 0.4$) em relação ao GC.

Conclusão: Durante atividades de alto impacto, mulheres com SDFP apresentam comportamento biomecânico semelhante às de baixo impacto descrito na literatura: maior flexão e obliquidade do tronco, obliquidade da pelve, adução e rotação medial do quadril e pronação, maior momento interno abdutor do quadril, menor momento interno extensor do joelho e flexor plantar quando comparado a mulheres assintomáticas.

Palavras chaves: Biomecânica; valgo dinâmico, joelho.

ACKNOWLEDGEMENTS: Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).



IV CIRNE

Congresso Internacional de Reabilitação
Neuromusculoesquelética e Esportiva

Certificamos que We hereby certify that **Amir Curcio Reis**

participou do IV Congresso Internacional de Reabilitação Neuromusculoesquelética e Esportiva -
IV CIRNE realizado de 15 a 18 de maio de 2013 na cidade do Rio de Janeiro.

attended the IV International Congress on Sports and Neuromusculoskeletal Rehabilitation,
on May 15 to 18, 2013 in the city of Rio de Janeiro, Brazil.

Na qualidade de Autor
do Trabalho

**ANÁLISE CINÉTICA E CINEMÁTICA DURANTE A FASE DE
TRANSIÇÃO DO SALTO PROGRESSIVO EM MULHERES COM E
SEM A SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR**

Autor(es)

**Amir Curcio Reis; André Serra Bley; Mayra Deise dos Anjos Rabelo
Thiago Yukio Fukuda; Paulo Roberto Garcia Lucarelli**

André de Aragão Chediek
Presidente | Chairman

Fábio Périssé
Presidente | Chairman

Carla Danielle Chagas
Coordenadora da Comissão Científica
Scientific Committee Coordinator



RESUMO APRESENTADO NO IV CONGRESSO INTERNACIONAL DE
REABILITAÇÃO NEUROMUSCULOESQUELÉTICA (CIRNE), 2013, RIO DE
JANEIRO, BRASIL

**ESTRATÉGIAS BIOMECÂNICAS DURANTE AS FASES DE PREPARAÇÃO E
ATERRISSAGEM DO SALTO EM MULHERES COM SÍNDROME DA DOR
FEMOROPATELAR**

¹André Serra Bley, ¹Amir Curcio dos Reis, ²Jeniffer Nunes Medrado, ³João Carlos
Ferrari Corrêa, ³Paulo Roberto Garcia Lucareli

¹Discente do programa de mestrado, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo, Brasil

²Discente do curso de fisioterapia, iniciação científica, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São
Paulo, Brasil

³Laboratório de Análise do Movimento, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo, Brasil
e-mail: lucareli@uninove.br

Tipo de estudo: Transversal

Objetivo: Investigar as estratégias biomecânicas do tronco e dos membros inferiores durante a preparação e aterrissagem do salto progressivo em mulheres com síndrome da dor femoropatelar (SDFP).

Introdução: O mau alinhamento biomecânico do membro inferior gera transmissão desproporcional de carga na articulação femoropatelar. Nos últimos anos, estudos sobre a SDFP têm evidenciado alterações no comportamento do tronco e do membro inferior durante atividades de apoio unipodal. As fases de preparação e aterrissagem de um salto são situações que apresentam diferentes demandas biomecânicas, as quais podem evidenciar diferentes estratégias de comportamento cinemático e cinético diante da dor anterior do joelho.

Método: Dados de cinética e cinemática tridimensional foram coletados de 13 mulheres com SDFP, não praticantes de atividade física regular, média de idade 23,07 anos ($\pm 4,03$), massa 56,16 quilogramas ($\pm 5,25$) e altura 1,64 metros ($\pm 0,04$). Todas apresentavam dor anterior do joelho unilateral de intensidade média de 55,16 milímetros ($\pm 13,57$) na escala visual análoga. As voluntárias foram instruídas a realizar a partir da posição estática 3 saltos consecutivos, com o membro inferior acometido, para frente e o mais distante possível. O teste foi realizado por 4 vezes,

respeitando sempre um intervalo de 2 minutos entre cada tentativa. Os picos angulares e dos momentos foram extraídos durante a preparação e a primeira aterrissagem do teste empregado. Para análise dos dados, foram excluídos os dados de um salto com valores discrepantes e então realizado a média. O teste t dependente foi utilizado para determinar as diferenças das variáveis estudadas durante as fases de preparação e aterrissagem do salto.

Resultados: A fase de preparação do salto apresentou maiores picos angulares para queda da pelve contralateral (~51%), adução do quadril (~48%), flexão do quadril (~32%), rotação medial do quadril (~33%), flexão do joelho (~25%), dorsiflexão do tornozelo (~25%) e flexão do tronco (~29%) ($P < 0,05$). A inclinação do tronco foi ipsilateral durante a preparação a contralateral na aterrissagem ($P < 0,05$). Não foram encontradas diferenças para valgo de joelho e eversão do tornozelo ($P > 0,05$). Os dados obtidos da cinética mostraram maiores momentos internos dos extensores do quadril (~37%), abdutores do quadril (~24%) e extensores do joelho (~52%) durante a aterrissagem do salto ($P < 0,05$). O momento interno varo do joelho foi maior durante a preparação do salto (~21%) ($P < 0,05$). Ocorreu um momento interno inversor durante a preparação e eversor durante a aterrissagem ($P < 0,05$). Não foi encontrada diferença para o momento interno flexor plantar de tornozelo ($P > 0,05$).

Conclusão: A fase de preparação e de aterrissagem do salto apresentam diferentes padrões de comportamento cinético e cinemático em mulheres com SDFP. A análise cinética dos membros inferiores durante a fase de aterrissagem do salto apresentou maiores demandas mecânicas, podendo caracterizar maior estresse na articulação femoropatelar. Entretanto, os valores angulares máximos encontrados na aterrissagem foram menores que na fase de preparação do salto, tal fato pode ser uma tentativa de minimizar o estresse femoropatelar durante uma tarefa de maior demanda.

Palavras-chave: dor anterior do joelho, cinética, cinemática

RESUMO APRESENTADO E PUBLICADO NOS ANAIS DO 4º ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA BIOMECÂNICA (ENEBI), 2013 – VITÓRIA, ES – BRASIL

ANÁLISE CINEMÁTICA DA ATERRISSAGEM DO SALTO EM MULHERES COM SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR

André S. Bley^a, Amir C. Reis^a, Nayra D. A. Rabelo^a, Jeniffer N. Medrado^b, João C. F. Corrêa^c e Paulo R. G. Lucareli^{c,d}

^a *Discente do programa de pós graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho, Uninove, São Paulo, Brasil*

^b *Discente do curso de fisioterapia, programa de iniciação científica da Universidade Nove de Julho, Uninove, São Paulo, Brasil.*

^c *Professor do programa de pós graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho, Uninove, São Paulo, Brasil.*

^d *Laboratório de Análise do Movimento Humano, lucareli@uninove.br*

Palavras Chave: síndrome da dor patelofemoral, biomecânica, joelho, quadril, tornozelo.

1 INTRODUÇÃO

A síndrome da dor femoropatelar (SDFP) é uma condição musculo-esquelética muito comum que afeta principalmente mulheres. A causa da SDFP tem sido comumente relacionada ao mau alinhamento dinâmico do membro inferior (MI) durante atividades de agachamento e salto (Souza and Powers, 2009).

A utilização dos saltos na avaliação exige maior demanda mecânica muscular o que pode evidenciar possíveis alterações na cinemática dos membros inferiores (Willson et al. 2008; Earl et al. 2007).

O teste de salto conhecido como *triple hop test* (THT) requer bom controle neuromuscular dos membros inferiores (Cavanaugh and Cates, 2009), principalmente durante a aterrissagem quando são criadas grandes amplitudes de movimento nas articulações do tornozelo, joelho e quadril (Kernozek et al. 2005).

Existem na literatura diversos estudos abordando a SDFP e análise tridimensional do salto, porém não foram encontrados artigos que avaliassem a cinemática do THT. Sendo assim, o propósito deste estudo foi comparar a cinemática da pelve, quadril,

joelho e tornozelo durante a primeira aterrissagem do THT em mulheres com e sem SDFP.

2 METODOLOGIA

Trata-se de um estudo transversal caso-controle, realizado no laboratório de análise do movimento da Universidade Nove de Julho, São Paulo. Todos os sujeitos do estudo foram informados e assinaram um termo de consentimento aprovado pelo comitê de ética da instituição.

Foram alocadas 27 mulheres sedentárias, estudantes, com idade entre 18 e 30 anos, sendo 14 saudáveis para o grupo controle (GC) e 13 com SDFP para o grupo experimental (GE), caracterizadas por dor anterior ou retropatelar de intensidade mínima em 30 milímetros, numa escala visual análoga (EVA), por um período mínimo de 3 meses, em pelo menos duas das seguintes atividades: ficar sentada por tempo prolongado, subir ou descer escadas, agachar, ajoelhar, correr ou saltar.

Vinte e um marcadores esféricos retro-reflexivos (12 e 25 mm de diâmetro) foram fixados com fita adesiva dupla face (3M®) em pontos anatômicos específicos. Para a aquisição dos dados da cinemática foi empregado o sistema SMART-D BTS® (Milão, Itália) constituído por 8 câmeras de infravermelho (100 Hz), com filtro de quarta ordem *Butterworth*, corte de frequência de 8 Hz.

A cinemática do MI foi coletada durante o THT para distância, o qual consiste de três saltos consecutivos, ininterruptos, realizados com apenas um membro e com objetivo de atingir a máxima distância possível. A familiarização com o THT foi realizada até as voluntárias se sentirem a vontade com o procedimento. As variáveis analisadas foram obliquidade pélvica, adução, flexão e rotação medial do quadril, flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo, durante a fase de contato com o solo da primeira aterrissagem do THT. O ciclo de contato foi estabelecido como 0% ao tocar e 100% ao sair do solo, visualizado pela força de reação do solo emitida pela plataforma de força (Figura 1).

Todos os dados obtidos na análise tridimensional foram exportados para formato C3D utilizando o programa SMART-Tracker®. A nomeação dos marcadores e o processamento do modelo biomecânico para obtenção dos dados cinemáticos foi feito usando o *software* Vicon Nexus® e o modelo Plug in Gait®.

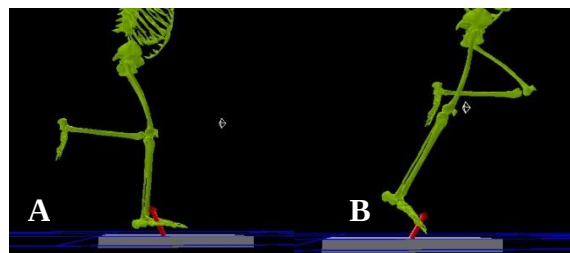


Figura 1. Tempo do ciclo de contato na primeira aterrissagem. (A) 0% e (B) 100%.

Análise estatística

O teste de *Kolmogorov-Smirnov* (com correção de *Lilliefors*) foi utilizado para testar a distribuição da normalidade. A estatística descritiva foi apresentada em média e desvio padrão (DP). O teste t de *Student* independente foi utilizado para caracterizar a amostra e as variáveis cinemáticas. A significância foi estipulada em 5% ($P < 0,05$). As análises foram realizadas no programa SPSS® (*Statistical Package for Social Sciences*, 15.0).

3 RESULTADOS

Os grupos foram homogêneos quanto às características antropométricas, diferindo apenas quanto à dor (Tabela 1).

	Grupo controle	Grupo experimental	P^*
Idade (anos)	22,35 (3,34)	23,07 (4,03)	,61
massa (Kg)	54,5 (7,58)	56,16 (5,25)	,53
altura (m)	1,61 (0,06)	1,64 (0,04)	,11
IMC	21,01 (2,73)	20,68 (1,76)	,73
EVA (mm)	0 (0,0)	55,16 (13,57)	< ,001

Tabela 1. Descrição da amostra em média (DP). Abreviações: Kg, Quilogramas; m, metros; mm, milímetros; IMC, índice de massa corpórea; EVA, escala visual análoga. * P calculado por teste t independente bicaudado.

Mulheres com SDFP apresentam maiores picos de amplitude de movimento de adução e rotação medial do quadril, maior queda da pelve contralateral (obliquidade) e menor flexão do joelho, dorsiflexão do tornozelo. Não houve diferença no pico de flexão do quadril (Tabela 2).

	Movimento	Grupo controle	Grupo experimental	P*
Pelve	Obliquidade	58,64 (3,77)	54,72 (5,91)	,051
Quadril	Flexão	7,11 (2,48)	10,3 (2,22)	,004
	Adução	8,9 (0,98)	12,55 (3,31)	,002
	Rot. Medial	56,79 (4,97)	47,83 (2,81)	,001
Joelho	Flexão	32,36 (5,38)	26,76 (3,08)	,004
Tornozelo	Dorsiflexão	4,16 (1,68)	7,33 (0,58)	,001

Tabela 2. Valores máximos (em graus) da cinemática angular tridimensional durante a aterrissagem do salto em média (DP). *P calculado pelo teste t independente bicaudado.

Os picos angulares de adução e rotação medial do quadril, flexão do joelho, dorsiflexão e obliquidade pélvica ocorrem em diferentes tempos do ciclo de aterrissagem. A adução e obliquidade pélvica ocorrem tardiamente nas mulheres com SDFP e a rotação medial, flexão do joelho e dorsiflexão ocorrem precocemente quando comparadas ao grupo controle. Não houve diferença no tempo do pico de flexão do quadril (Tabela 3).

	Movimento	Grupo controle	Grupo experimental	P*
Pelve	Obliquidade	28,14 (1,56)	37,84 (1,21)	,001
Quadril	Flexão	34,85 (3,3)	35,61 (3,01)	,54
	Adução	23,42 (3,17)	33,23 (2,74)	,001
	Rot. Medial	22,35 (1,54)	12,38 (1,6)	,001
Joelho	Flexão	61,85 (3,48)	58,84 (3,38)	,032
Tornozelo	Dorsiflexão	61,28 (3,85)	58,23 (3,03)	,032

Tabela 3. Tempo do ciclo de contato (em %) dos picos angulares. Expressos em média (DP).

*P calculado pelo teste t independente.

4 DISCUSSÃO

Sabe-se que a aterrissagem de um salto gera importantes amplitudes de movimento no quadril, joelho e tornozelo, portanto possíveis alterações dos mecanismos de absorção do salto poderiam causar pressões excessivas na articulação femoropatelar.

Harrison et al. (2011) refere que os mecanismos de absorção de choque de um salto podem estar relacionados as causas da SDFP. Acreditamos que a menor amplitude

de movimento de flexão do joelho do GE pode ser uma causa secundária da doença, por ser uma tentativa de diminuir o estresse femoropatelar.

O aumento da adução e rotação medial do quadril, assim como da obliquidade pélvica durante o agachamento tem sido comumente associado a indivíduos com SDFP (Nakagawa et al. 2012; Souza and Powers, 2009). No presente estudo foi encontrado aumento destas mesmas variáveis durante a aterrissagem do salto em mulheres com SDFP, caracterizando um mau alinhamento do MI durante atividades de carga, o que pode estar relacionado com a etiologia desta condição.

O pico de rotação medial do quadril no GE ocorre precocemente quando comparado ao GC, levantando a hipótese de um possível déficit dos músculos rotadores laterais do quadril durante a absorção do salto, que permite uma rápida rotação medial e consequentemente leva a um aumento súbito da pressão femoropatelar.

5 CONCLUSÃO

Mulheres com SDFP apresentam alterações no comportamento cinemático dos membros inferiores quando comparadas a mulheres saudáveis, podendo estar relacionado as causas primárias ou secundárias da doença.

REFERÊNCIAS

- Cavanaugh, J., and Cates, W., Advances in Rehabilitation and Performance Testing. *Clinical Sports Medicine*, 28:6376, 2009.
- Earl, J.E., Monteiro, S.K., and Snyder, K.R., Differences in lower extremity kinematics between a bilateral dropvertical jump and a single-leg step-down. *Journal Orthopedics Sports Physical Therapy*, 37:245-252, 2007.
- Harrison, A.D., Ford, K.R., Myer, G.D., and Hewett, T.E., Sex differences in force attenuation: a clinical assessment of single-leg hop performance on a portable force plate. *British Journal of Sports Medicine*, 45:198-202, 2011.
- Kernozek, T.W., Torry, M.R., and Iwasaki, M., Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *AmJournal of Sports Medicine*, 36:554-565, 2008.
- Nakagawa, T.H., Moriya, E.T., Maciel, C.D., and Serrão, F.V., Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal Orthopedics Sports Physical Therapy*, 42:491-501, 2012.
- Souza, R.B., and Powers, C.M., Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *Journal Orthopedics Sports Physical Therapy*, 39:12-19, 2009.
- Willson, J.D., Binder-Macleod, S., and Davis, I.S., Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *American Journal of Sports Medicine*, 36:1587-1596, 2008.

RESUMO APRESENTADO E PUBLICADO NOS ANAIS DO II EUROPEAN
SOCIETY FOR MOVEMENT ANALYSIS IN ADULTS AND CHILDREN (ESMAC) –
GLASGOW, ESCÓCIA, 2013

(AGUARDANDO PUBLICAÇÃO NA GAIT & POSTURE)

**“DYNAMIC KNEE VALGUS” MECHANISM DURING THE LANDING PHASE OF
A TRIPLE HOP TEST IN WOMEN WITH PATELLOFEMORAL PAIN
SYNDROME: A COMPARISON TO PAINFREE CONTROLS**

Lucareli, PRG¹, Reis, AC¹, Bley, AS¹, Rabelo, NDA¹, Garbeloti Jr², AG, Fukuda TY³, Joao, CFC¹

1. Department of Rehabilitation Science, Human Motion Analysis Laboratory, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil; 2. Department of Orthopaedic, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil; 3. Department of Physical Therapy, Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo

AIM

The aim of this study was to compare the kinetics and kinematics of the “dynamic valgus” in women with and without PFPS during the transition from the first for the second jump of the THT.

PATIENTS/MATERIALS and METHODS

Twenty-seven women that were not engaged in regular physical activity were divided into PFPS group (age: 23.07 ± 4.03 ; weight: $56.16\text{kg} \pm 5.25$; BMI: 20.68 ± 1.76) and a control group (age: 22.35 ± 3.34 ; weight: $54.5\text{kg} \pm 7.58$; BMI: 21.01 ± 2.73). Kinematic data were collected using an eight-camera, three dimensional motion analysis system (SMART-D[®] BTS - Milan, Italy) at a sampling frequency of 100Hz. The cameras were interfaced to a microcomputer and placed around a force plate embedded within the floor (Kistler model 9286A, Winterthur, Switzerland). The force plate (400 Hz) was interfaced to the same microcomputer that was used for kinematic data collection via an analog to digital converter, allowing for synchronization of kinematic and kinetic data. Reflective markers (14 mm spheres) were placed bilaterally over the anatomical landmarks based on Vicon-Plug in Gait model (Oxford Metrics Group, Oxford, UK). Four trials were collected with two-minute intervals between them and the last three trials were analyzed. The peak values and the time of peak of joint kinematics were extracted during the first landing of the THT and the kinetic values were extracted at the moment the knee reached maximal flexion. The dependent Student's t-test was used to compare the dependent variables. Statistical significance was set at 5%.

RESULTS

The following kinematic strategy differences were found among the women of GE in comparison with those of GC: greater flexion and trunk obliquity ($35.9^\circ \pm 5.1^\circ$ and $-9.2^\circ \pm 2.4^\circ$, versus $31.2^\circ \pm 6.0$ and $-3.5^\circ \pm 2.4$, respectively); pelvic obliquity ($7.3^\circ \pm 2.0$ versus $4.1^\circ \pm 1.6$); adduction and medial rotation of the hip ($10.3^\circ \pm 0.6$ and $12.5^\circ \pm 3.3$ versus $6.9^\circ \pm 0.6$ and $8.9^\circ \pm 0.9$, respectively) and pronation ($10.6^\circ \pm 4.3$ versus $6.7^\circ \pm 2.2$). On the other hand, symptomatic women exhibited the following: less rotation of the trunk and pelvis ($11.5^\circ \pm 3.2$ and $10.9^\circ \pm 1.6$ versus $17.1^\circ \pm 5.3$ and $14.7^\circ \pm 3.0$, respectively); less flexion of the hip and knee ($54.4^\circ \pm 5.4$ and $47.8^\circ \pm 2.8$ versus $58.6^\circ \pm 3.7$ and $56.7^\circ \pm 4.9$, respectively) and less dorsiflexion ($26.7^\circ \pm 0.8$ versus $32.5^\circ \pm 1.5$). These angular values occurred at different percentage of cycle

of movement. In women with PFPS, medial rotation of the hip, flexion of the knee, dorsiflexion and pronation occurred prematurely, whereas trunk flexion and obliquity, pelvic obliquity and adduction of the hip occurred later. With regards to kinetic strategies, GE exhibited greater internal hip abduction ($2.2\text{Nm/kg} \pm 0.2$ versus $1.8\text{ Nm/kg} \pm 0.5$), less knee extensor moment ($1.9\text{ Nm/kg} \pm 0.3$ versus $2.8\text{ Nm/kg} \pm 0.4$) and less plantar flexor moment ($2.0\text{ Nm/kg} \pm 0.3$ versus $2.4\text{ Nm/kg} \pm 0.4$) than GC.

DISCUSSION AND CONCLUSIONS

These findings suggest that the “dynamic valgus mechanism” seem to be a physiological strategy during the transitional from the first to the second jump of the SLTHT, however, women with PFPS exacerbated this mechanism

ACKNOWLEDGEMENTS: Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).

RESUMO APRESENTADO NO 22nd EUROPEAN SOCIETY FOR MOVEMENT ANALYSIS IN ADULTS AND CHILDREN (ESMAC). GLASGOW, ESCOCIA

DOES THE HIGH-IMPACT ACTIVE INCREASE THE “DYNAMIC KNEE VALGUS” MECHANISM IN WOMEN WITH PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME?

Lucareli, PRG1; Amir, CR1; Bley, AS1; Nayra, DAR1; Jeniffer, NM1; Fukuda, TY2; João, CFC1

1. Department of Rehabilitation Science, Human Motion Analysis Laboratory, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil;
2. Department of Physical Therapy, Irmandade Santa Casa de Misericórdia, São Paulo, Brazil.

INTRODUCTION and AIM

The key to load distribution in the knee is linked to the dynamic alignment of the lower limb in support activities. Misalignment generates disproportional load transfer to the joints such as the mechanism of dynamic knee valgus (DKV). Powers [1] reported that DKV is caused by excessive pronation of the foot, increased adduction, and medial rotation of the femur and the pelvis down the contralateral side when on single-leg support. These movements increase the stress forces of the patella with the femur, causing patellofemoral pain syndrome (PFPS). Jump preparation and landing are situations that require great demands of the muscles, which can show potential changes in the kinematics of the lower limbs [2]. Therefore, the aim of this study was to compare the biomechanical characteristics of DKV during jump preparation and landing in women with PFPS.

PATIENTS/MATERIALS and METHODS

We included 13 women with PFPS that were not engaged in regular physical activity. Their mean age was 23.07 years (± 4.03), mean body mass was 56.16 kg (± 5.25) and mean height was 1.64 meters (± 0.04). The volunteers showed anterior knee pain intensity with a mean of 55.16 mm (± 13.57) on the visual analog scale, in at least two of the following activities: prolonged sitting, climbing up and down stairs, squatting, running, or jumping.

The study used SMART-D BTS (Milan, Italy) to collect the data for the kinematic system, which was composed of eight infrared cameras with a frequency of 100 Hz, and with a fourth-order Butterworth filter, and a cut-off frequency of 8 Hz. Retro-reflective markers were fixed at specific anatomic points in the body, using the Vicon Plug-in Gait model. Volunteers were instructed to perform from the static position a single forward jump as far as possible with the symptomatic lower limb. After marker placement, volunteers became familiar with the activity and, when they felt comfortable, they performed the test 3 times, with an interval of about 2 minutes between each attempt. The dependent variables of interest were highest angular hip adduction and internal rotation, knee flexion and valgus, contralateral pelvis drop, and trunk side flexion during the jump preparation and landing. The dependent Student's t-test was used to compare the dependent variables. Statistical significance was set at 5%.

RESULTS

The comparison of the angle values that obtained maximum hip adduction and internal rotation, knee flexion, and contralateral pelvic drop results were higher during the jump preparation phase. The trunk obliquity was ipsilateral during jump preparation and contralateral during jump landing. The values of knee valgus and pronation showed no differences (Table 1).

Table 1. Maximum values (degrees) of three-dimensional angular kinematics during jump preparation and landing. Values are mean ($\pm$ SD).

		Preparation phase	Landing phase	<i>P</i> *
Hip	adduction	19.9 (4.03)	10.3 (2.22)	<0.0001
	internal rotation	18.61 (6.33)	12.55 (3.31)	0.009
Knee	flexion	63.72 (3.67)	47.83 (2.81)	<0.0001
	valgus	7.55 (3.27)	8.36 (2.28)	0.22
Foot	Pronation	13.19 (3.04)	10.63 (4.36)	0.09
Pelvis	Obliquity	14.81 (3.05)	7.33 (2.09)	<0.0001
Trunk	Side flexion	14.66 (4.66)	(-) 9.24 (2.49)	<0.0001

* $P < 0.05$ (significant difference between jump phases after two tail dependent t test).

DISCUSSION and CONCLUSIONS

Women with PFPS exhibit changes in lower limb alignment, characterized by dynamic valgus during forward jumping preparation and landing phases. The preparation phase has higher angular peaks, but we cannot say that this phase may cause more damage to the patellofemoral joint than the landing phase.

REFERENCES

- [1] Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* **33**(11):640-646, 2003.
- [2] Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* **39**(1):12-19, 2009.

ACKNOWLEDGEMENTS: Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).

APRESENTAÇÃO DO TRABALHO NO III INTERNATIONAL
 PATELLOFEMORAL PAIN RESEARCH RETREAT – VANCOUVER, CANADÁ
 (AGUARDANDO PUBLICAÇÃO NA JOURNAL OF ORTHOPAEDIC & SPORTS PHYSICAL
 THERAPY)

**BIOMECHANIC STRATEGIES DURING THE FORWARD JUMP IN WOMAN
 WITH PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME: A COMPARISON WITH
 PAINFREE CONTROLS**

¹Amir Curcio dos Reis, ¹André Serra Bley ¹Nayra Deise dos Anjos Rabelo,

²Thiago Yukio Fukuda, ³Paulo Roberto Garcia Lucareli

¹ MSc postgraduate student, Universidade Nove de Julho (UNINOVE), São Paulo-SP, Brazil

²Associate Professor and Physical Therapist Staff, Department of Physical Therapy, Irmandade
 da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (ISCMSP)

³Motion Analysis Laboratory - Universidade Nove de Julho - UNINOVE

INTRODUCTION

Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is one of the main consequences of biomechanical changes in lower limbs. It is common in women who have biomechanical disorder known as "dynamic knee valgus" characterized by excessive hip adduction and internal rotation during weight-bearing activity. Among the closed kinetic chain (CKC) activities, jump kinetic and kinematic evaluation has been increasingly discussed, because it is a high impact activity where compensatory movement patterns are exacerbated, which may facilitate their understanding (Wilson et al. 2,008; Earl et al. 2007).

Few studies have analyzed the jump three-dimensional characteristics in patients with PFPS and none evaluated the triple hop test (THT). Therefore, the aim of this study was to compare the biomechanical strategies of dynamic valgus during the first landing on the THT in women with and without PFPS.

METHODS

This is a case-control study with cross sectional methodological design conducted in Laboratory of Human Movement Analysis, Nove de Julho University.

We selected 27 women were not engaged in regular physical activity, between 18 and 30 years. They were divided into two groups, 17 in the control group (CG) and 13 for the experimental group (EG), formed by volunteers to

present pain intensity minimum 30mm on a visual analog scale (VAS) in at least two of the following activities: prolonged sitting, climbing or descending stairs, squatting, running or jumping.

Were used eight infrared cameras with frequency of 100 Hz (BTS SMART-D) that was synchronized with a force plate (Kistler 9286) with a frequency of 400Hz. Retro-reflective markers were set at specific anatomic points in the body, following the model Vicon Plug-in Gait®.

After placement of the markers volunteers become familiar with the activity and, when they felt comfortable performed the test 3 times, always respecting an interval of about 2 minutes between each attempt.

Once collected, the data were named and saved in TDF format (tab delimited files) on the BTS system and then were exported to the C3D format by BTK Toolkit 0.1.10 (Biomechanical ToolKit) into Matlab 2012. The appointment of markers and processing of biomechanical model were made via Vicon Nexus Software 1.5 and Plug-in Gait model was applied. The processed data for each condition were exported to Microsoft Office Excel.

Data corresponding to the first THT landing were defined as the cycle of movement, starting at the moment when the foot hits the platform (0%) and end at the instant when the foot leaves the platform (100%).

During the cycle was extracted for analysis the highest value obtained for each angular articulation in all three planes of motion. The kinetic data were collected at the time of knee flexion obtained the maximum value.

Under the fixed positioning of the platform in the laboratory during the jumps used for familiarization with the activity was collected distance achieved by each voluntary during the first jump of the THT. This distance was used for the voluntary positioning in the beginner of the jumps to start with their purpose when landed in the center of force platform, unaware of the presence of the same soil.

The Kolmogorov-Smirnov test (with Lilliefors correction factor) was used to test the normality of distribution of data collected. Descriptive statistics were presented as mean and standard deviation (SD) for all variables assumed normal values. The independent t test was used to compare the description of the sample (age, weight, height, BMI and EVA) and the kinematic variables

analyzed. Statistical significance was set at 5% ($P < 0.05$). The analyzes were performed using SPSS® (Statistical Package for Social Sciences versão 15.0)

RESULTS AND DISCUSSION

The kinematic strategies found in women with PFPS compared with the control group were: high obliquity and trunk flexion, pelvic obliquity, adduction and internal rotation of the hip and foot pronation. However, had lower peak trunk and pelvis rotation, hip flexion and knee and ankle dorsiflexion (Table 1).

These movements occurred at different times of the movement cycle in women of the control group. The medial rotation of the hip, knee flexion, dorsiflexion and pronation occur prematurely, and the obliquity and flexion of the trunk, pelvic obliquity and hip adduction occur late in females with PFPS. The hip flexion showed no difference. (Table 1).

The kinetic strategies were: high internal hip abductor and pronator hindfoot moment and smaller internal knee extensor moment and plantar flexor in the control group (Table 1).

Our results corroborate studies that describe the biomechanical changes found in the "dynamic valgus" with regard to excessive rotation and hip adduction, and pronation of the foot associated with hip flexion, knee and dorsiflexion. In contrast to this mechanism for tilt and trunk flexion and contralateral pelvic drop support.

It was observed that during landing, women with PFPS execute the joint sequences movements different from the control group.

There initially in women with PFPS hip internal rotation (~ 12% duty cycle), followed by hip flexion and adduction (~ 34%), pelvic obliquity and trunk (~ 37%), knee flexion, dorsiflexion and pronation (~ 58%) and trunk flexion (~ 68%). While the control group starts with rotation and hip adduction (~ 22%), followed by the trunk and pelvic obliquity (28%), hip flexion (34%) and knee flexion, dorsiflexion, pronation and flexion of the trunk (61%).

CONCLUSIONS

These findings suggest that high-impact activities in the mechanism of "dynamic valgus" seems to be similar to those of low impact activities described literature, indicating that changes in muscular control of the foot, hip, pelvis and trunk can affect the kinematics and kinetics of joints of the knee joint complex in multiple planes.

ACKNOWLEDGEMENTS: Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).

APRESENTAÇÃO DO TRABALHO NO III INTERNATIONAL
 PATELLOFEMORAL PAIN RESEARCH RETREAT – VANCOUVER, CANADÁ
 (AGUARDANDO PUBLICAÇÃO NA JOURNAL OF ORTHOPAEDIC &
 SPORTS PHYSICAL THERAPY)

**ELECTROMYOGRAPHIC AND KINEMATIC CHARACTERISTICS OF THE
 LANDING IN WOMEN WITH PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME**

AMIR CURCIO DOS REIS, PT 1 - ANDRÉ SERRA BLEY, PT¹ – NAYRA DEISE DOS ANJOS
 RABELO, PT¹ – PAULO HERIQUE MARCHETTI, PT, PhD² – JENIFFER NUNES MEDRADO,
 PT³ – THIAGO YUKIO FUKUDA, PT, PhD⁴ - JOÃO CARLOS FERRARI CORRÊA, PT, PhD⁵ –
 PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI, PT, PhD⁵

¹MSc postgraduate student, Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brazil; ²Professor of
 Master and PhD in Performance Science, Methodist University of Piracicaba, Piracicaba-SP,
 Brazil; ⁴Graduate student, Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brazil; ⁴Associate
 Professor and Physical Therapist Staff, Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São
 Paulo, ISCMSP; ⁵Professor of Master and PhD in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove
 de Julho, São Paulo-SP, Brazil.

INTRODUCTION: Landing after a jump is a high level muscular demand, which can present potential changes in the kinematics of the lower limbs¹. The triple hop test (THT) is a progressive jump with single leg and was designed to evaluate functional performance in an injured limb². The electromyographic activity during the jumps is essential to control the kinematics of the impact absorption during landing movements³. Nevertheless, the propose of this study was to analyze the electromyographic activity and kinematics characteristics of lower limbs during landing of the progressive jumping for women with patellofemoral pain syndrome compared to uninjured controls.

METHODS: We selected 27 women (23.3±2.7 years), not engaged in regular physical activity, divided into two groups, 14 in the control group (CG) and 13 in the experimental group (EG), formed by participants with anterior knee pain. Eight infrared cameras were used (sample rate, 100 Hz and fourth-order Butterworth filter with cut-off frequency of 8 Hz). Retro-reflective markers were set at specific anatomic points in the body, based on Vicon Plug-in-Gait model. Volunteers were instructed to perform a triple forward jump as far as possible

with the dominant limb, by 3 times. The average was calculated for all variables. The first THT landing was defined as the cycle of absorption, starting at the moment when the foot touched the platform (0%) and ending when the maximal (peak) three-dimensional range of motion (ROM) of trunk, pelvis, hip, knee and ankle was reached. Superficial electromyographic (sEMG) data were collected and synchronized with the kinematics (during pre-activation and ROM absorption phases), for Gluteus Maximus, Gluteus Medius, Biceps Femoris and Vastus Lateralis. The digitized sEMG data were first band-pass filtered at 20-400 Hz using a fourth order Butterworth filter with a zero lag. We calculated the root mean square (RMS) (150ms moving window) of the sEMG amplitude, the peak of the RMS sEMG value of the 3 MVICs was used for normalization and then the data was integrated (IEMG). Independent t test was used to compare the descriptions of the sample (age, weight, height, BMI, VAS, AKPS - Anterior Knee Pain Scale) and the kinematic variables. Mann-Whitney test was used to compare the EMG data. Statistical significance was set at 5%.

RESULTS: Both of the groups were homogeneous in respect to demographic data, pain and AKPS ($P > .05$). Right before the foot touches the platform (0% cycle), the EG showed more ipsilateral trunk obliquity and contralateral pelvic drop, hip abduction and external rotation, internal knee rotation and knee flexion. The maximal ranges of motion reached (peak) by the EG were higher for trunk flexion, ipsilateral trunk obliquity, contralateral pelvic drop down, internal hip rotation, adduction and flexion, but knee flexion and ankle dorsiflexion showed lower values compared to CG ($P > .05$) (Table 1). The EG sEMG data showed lower gluteus medius muscle activity and higher biceps femoris activity during the pre-activation and absorption phases for the first THT landing (Table 2).

CONCLUSION: Women with PFPS have changed in the lower limb alignment kinematic, with differences in the muscle sEMG activity. These findings suggest that high-impact activities lead to “knee dynamic valgus”. This mechanism indicates that changes in muscular control can affect the lower limb kinematic and possibly to be the cause of patellofemoral pain syndrome, but the lower knee flexion must be a way to minimize the pain patellofemoral.

KEY WORDS: electromyographic, biomechanics, knee.

REFERENCES:

1. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clin Biomech.* 2010;25(2):142-6.
2. Cavanaugh J, Cates W. Advances in Rehabilitation and Performance Testing. *Clin Sports Med.* 2009; 28:63-76.
3. Santello, M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture.* 2005;21(1),85-94.

TABLE 1. Mean and standard deviation of the three-dimensional angular kinematics (degrees) during the first landing absorption during triple hop test.

	0% cycle			Peak		
	CG	EG	P (ES)	CG	EG	P (ES)
TRUNK						
Tilt	18.4 ± 4.4	22 ± 4.6	.053 (0.79)	31.2 ± 6	35.9 ± 5.1	.038 (.84)
Obliquity	(-) 9.6 ± 2.7	(-) 13.9 ± 2.4	<.0001 (1.68)	(-) 3.4 ± 2.4	(-) 9.2 ± 2.4	<.0001 (2.41)
PELVIS						
Obliquity	(-) 10 ± 1.6	(-) 14.2 ± 1.9	<.0001(2.39)	4.1 ± 1.6	7.3 ± 2	<.0001 (1.76)
HIP						
IR/ER	(-) 6 ± 2.8	(-) 8.1 ± 2.1	.04 (.84)	8.9 ± 0.9	12.5 ± 3.3	.001 (1.48)
Add/Abd	(-)9.8±1.9	(-)13.1±1.9	<.0001(1.73)	7.1 ± 2.4	10.3 ± 2.2	.002 (1.38)
Flexion	43.4 ± 3.7	43.3 ± 2.9	.90 (.03)	58.6 ± 3.7	54.4 ± 5.4	.026 (.90)
KNEE						
Valgus	7.3 ± 2.9	8.6 ± 1.6	.16 (.55)	7.8 ± 3	8.4 ± 2.1	.52 (.23)
IR	5.7 ± 1.4	7.1 ± 1	.008 (1.15)	14.4 ± 4.6	16.3 ± 5.1	.31 (.39)
Flexion	18.1±3	19.8±4.3	.024 (.45)	56.4 ± 5.1	51.2 ± 6	.023 (.93)
FOOT						
DF	.89±.6	1.1±.6	.39 (.35)	32.3 ± 5.3	27 ± 5.4	.017 (.99)

Abbreviations: EF, effect size; CG, control group; EG, experimental group; IR, Internal Rotation; ER, External Rotation (negative values); Add, adduction; Abd, Abduction (negative values); DF: Dorsiflexion; Ipsilateral drop (negative values). $P < .05$ (significant difference between groups after two tail independent t test).

TABLE 2. Median and interquartile range (%MVIC.sec) of the sEMG during the first landing absorption after THT.

		Control	Experimental	P
EMG Pre-activation	GM	.00234 [.00103-.00267]	.00117 [.00092-.00266]	.32
	GMed	.0037 [.00266-.00511]	.00152 [.00064-.00368]	.02
	BF	.00068 [.00043-.00139]	.00327 [.00134-.00445]	.003
	VL	.00085 [.00054-.00263]	.00163 [.00071-.00394]	.28
EMG ROM absorption	GM	.00045 [.00021-.00071]	.00025 [.0002 - .00068]	.18
	GMed	.00082 [.00060-.00121]	.00029 [.00016 - .00086]	.02
	BF	.00017 [.00008-.00038]	.00071 [.00025 - .00108]	.018
	VL	.0002 [.00012-.00061]	.00032 [.00016 - .00088]	.25

Abbreviations: EMG, eletromyographic; THT, triple hop test; ROM, range of motion; GM, Gluteus Maximus; GMed, Gluteus Medius; BF, Biceps Femoris; VL, Vastus Lateralis. Eletromyographic data were normalized by contraction isometric volunteer maxima. $P < .05$ (significant difference between groups after two tail Mann Whitney test).

ACKNOWLEDGEMENTS: Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).

APRESENTAÇÃO DO TRABALHO NO XXIV CONGRESS OF THE
INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS AND XV BRAZILIAN
CONGRESS OF BIOMECHANICS, SAO PAULO, BRASIL

**BIOMECHANIC STRATEGIES DURING THE JUMP LANDING IN WOMAN
WITH AND WITHOUT PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME**

¹Amir Curcio dos Reis, ¹André Serra Bley ¹Nayra Deise dos Anjos Rabelo,
²João Carlos Ferrari Corrêa, ³Thiago Yukio Fukuda, ⁴Paulo Roberto Garcia
Lucareli

¹ MSc postgraduate student, Universidade Nove de Julho (UNINOVE), São Paulo-SP, Brazil

² Professor of Master and PhD in Rehabilitation Sciences - Universidade Nove de Julho –
UNINOVE

³ Associate Professor and Physical Therapist Staff, Department of Physical Therapy, Irmandade
da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (ISCMSP)

⁴ Motion Analysis Laboratory - Universidade Nove de Julho - UNINOVE

The patellofemoral pain syndrome (PFPS) is one of the main consequences of biomechanical changes in lower limbs. Few studies have analyzed jump in patients with PFPS by three-dimensional analyzing and none evaluates the triple hop test (THT). The aim of this study was to compare the biomechanical strategies of dynamic valgus during the first landing on the THT women with and without PFPS. We selected 27 women not engaged in physical activity between 18 and 30 years. They were divided into two groups, the control and experimental group, formed by volunteers to present pain intensity of at least 30mm on a visual analog scale (VAS) in at least two daily activities. Eight infrared cameras were used (BTS SMART-D) often capture 100Hz synchronized with a force plate (Kistler 9286) with a frequency of 400Hz to assess the period of landing during THT. The kinematic strategies found in women with PFPS were: high obliquity and trunk flexion, pelvic obliquity, hip adduction and internal rotation and foot pronation; rotation of the trunk and pelvis, hip flexion and knee and ankle dorsiflexione. The kinetic strategies were: high internal moment hip abductor and pronator hindfoot and smaller internal knee extensor moment and plantar flexor in the control group. The times of peak movement were also altered compared to control. These findings suggest

that high-impact activities in the mechanism of "dynamic valgus" seems to be similar to those of low impact activities

ACKNOWLEDGEMENTS: Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).

RESUMO APRESENTADO E PUBLICADO NOS ANAIS DO XXIV CONGRESS
OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS XV BRAZILIAN
CONGRESS OF BIOMECHANICS

**ANALYSIS OF DYNAMIC VALGUS KNEE IN WOMEN WITH
PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME DURING JUMP PREPARATION
AND LANDING**

¹André Serra Bley, ¹Amir Curcio dos Reis, ¹Nayra Deise dos Anjos Rabelo,
²Jeniffer Nunes Medrado, ³João Carlos Ferrari Corrêa, ⁴Paulo Roberto Garcia
Lucareli

¹ MSc postgraduate student, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo, Brazil

² Graduate student, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo, Brazil

³ Professor of Master and PhD in Rehabilitation Sciences - Universidade Nove de Julho,
UNINOVE, São Paulo, Brazil

⁴ Motion Analysis Laboratory - Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo, Brazil
email: lucareli@uninove.br

ABSTRACT

The key to load distribution in the knee is linked to the dynamic alignment of the lower limb in support activities. Misalignment generates disproportional load transfer to the joints such as the mechanism of dynamic knee valgus (DKV). Jump preparation and landing are situations that require great demands of the muscles, which can show potential changes in the kinematics of the lower limbs. The aim of this study was to analyze the presence and the biomechanical characteristics of DKV during jump preparation and landing in women with PFPS. We selected 13 women with PFPS that were not engaged in regular physical activity (mean age 23.07 ± 4.03 years, body mass 56.16 ± 5.25 kg and height 1.64 ± 0.04 meters). The volunteers showed anterior knee pain intensity with a mean of 55.16 mm (± 13.57), in at least two of the following activities: prolonged sitting, climbing up and down stairs, squatting, running, or jumping. Eight infrared cameras were used (BTS SMART-D) with a frequency of 100 Hz to assess a single forward jump during the preparation and landing phase. The

dependent Student's t-test was used to compare the variables ($P<0.05$). Hip adduction and internal rotation, knee flexion, and contralateral pelvic drop results were higher during the jump preparation phase. The trunk obliquity was ipsilateral during jump preparation and contralateral during jump landing. Knee valgus and pronation showed no differences. Women with PFPS exhibit DKV during forward jumping preparation and landing phases. The preparation phase has higher angular peaks.

ACKNOWLEDGEMENTS: Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).

APRESENTAÇÃO DO TRABALHO NO CONGRESSO BRASILEIRO DE
FISIOTERAPIA 2013 – FORTALEZA, CE – BRASIL
(AGUARDANDO PUBLICAÇÃO NA REVISTA FISIOTERAPIA E PESQUISA)

**ANÁLISE CINEMÁTICA E ELETROMIOGRÁFICA DO SALTO NA
SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR**

Bley AS¹, Reis AC¹, Rabelo NDA¹, Lima BM¹, Marchetti PH², Fukuda TY³,
Corrêa JCF¹, Lucarelli PRG¹

¹Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, São Paulo, SP, Brasil ²Programa de Pós-Graduação em Ciência da Performance, Universidade Metodista de Piracicaba, SP, Brasil ³Irmãdade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

E-mail: plucareli@hotmail.com

INTRODUÇÃO

Estudos envolvendo a síndrome da dor femoropatelar (SDFP) têm evidenciado alterações no comportamento do tronco e do membro inferior durante atividades de apoio^{1,2}. A aterrissagem do salto é uma atividade caracterizada pela alta demanda muscular, que pode evidenciar possíveis alterações cinemáticas e de controle motor dos membros inferiores^{3,4}. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi analisar o comportamento eletromiográfico e cinemático do tronco e membro inferior de mulheres com e sem SDFP, durante a aterrissagem de um salto unipodal em progressão.

MÉTODO

Trata-se de um estudo transversal, caso controle, aprovado pelo comitê de ética da instituição (protocolo 15426/2012) realizado no Laboratório de Análise do Movimento da Universidade Nove de Julho. Foram selecionadas 27 mulheres, não envolvidas em atividade física regular, divididas em 2 grupos; 14 para o grupo controle (GC) e 13 no grupo experimental (GE), composto por mulheres com SDFP. Oito câmeras de infra-vermelho (100 Hz) foram utilizadas para coleta dos dados cinemáticos. Marcadores retro-reflexivos foram fixados ao corpo, baseado no modelo da *Vicon Plug-in-Gait*. Após familiarização, as voluntárias realizaram um salto triplo, unipodal, em progressão, com objetivo de atingir a máxima distância possível. A absorção da primeira aterrissagem do salto triplo foi definida como o intervalo de interesse para análise dos dados

captados. A fase de absorção iniciava quando o pé tocava o solo e terminava ao atingir a amplitude máxima alcançada (pico). Foram registrados os movimentos do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo. Os dados da eletromiografia de superfície (EMGs) foram coletados e sincronizados com a cinemática (50 ms antes de atingir o solo - pré-ativação e durante a absorção), para glúteo máximo (GM), glúteo médio (GMed), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF). Os dados EMGs foram digitalizados e filtrados em 20-400 Hz. Foi calculado o RMS, normalizado pelo pico da CVMI e então os dados foram integrados. O teste *t* independente foi utilizado para comparar a homogeneidade da amostra (massa corpórea, altura, índice de massa corpórea – IMC, escala visual análoga (EVA) e questionário funcional AKPS – *Anterior Knee Pain Scale*) e as variáveis cinemáticas. O teste de Mann-Whitney foi utilizado para os dados da EMG. A significância estatística foi estabelecida em 5% ($P < 0,05$).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os grupos GC e GE foram homogêneos (massa, $55,92 \pm 7,15$ vs $55,38 \pm 4,89$ kg.; altura, $1,62 \pm 0,06$ vs $1,65 \pm 0,04$ m.; IMC, $21,33 \pm 2,71$ vs $20,23 \pm 1,84$, $P > 0,05$), diferindo apenas quanto a SDFP (EVA, 0 vs $4,92 \pm 1,62$ e AKPS, $99,5 \pm 1,28$ vs $80,23 \pm 4,91$, $P < 0,05$), respectivamente.

O GE apresentou maiores picos de flexão (~13%) e inclinação ipsilateral de tronco (~63%), queda da pelve contra-lateral (~43%), rotação medial (~29%) e adução do quadril (~31%) ($P < 0,05$). Flexão do quadril (~7%), joelho (~9%) e dorsiflexão do tornozelo (~16%) apresentaram menores picos angulares quando comparados ao GC ($P < 0,05$). O tamanho do efeito para todos os dados foi maior que 0,84 (Cohen's *d*).

Na EMGs, o GE apresentou menor recrutamento do GMed e maior do BF durante a pré-ativação e absorção ($P < 0,05$). O músculo GM e VL não apresentaram diferenças ($P > 0,05$).

A aterrissagem do salto é uma atividade de alta demanda muscular capaz de evidenciar que mulheres com SDFP apresentam alterações cinemáticas. As diferenças de recrutamento muscular na EMGs podem sugerir que a falta de ativação do GMed contribui para o excesso de adução e rotação medial do quadril. Estes movimentos em excesso são associados a SDFP^{1,2}, pois contribuem para o aumento de pressão femoropatelar. Dessa forma,

acreditamos que a menor flexão do joelho encontrada nas mulheres com dor pode ser uma tentativa de minimizar o estresse articular e, então, diminuir a dor decorrente da absorção do salto.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Acreditamos que os maiores picos angulares no plano frontal e transversal encontrados nas mulheres com SDFP é uma estratégia de compensação para absorção do impacto diferente das mulheres assintomáticas, as quais aterrissam com maiores amplitudes no plano sagital. A menor ativação do GMed pode contribuir para esses achados, sendo que a aquisição de um melhor controle deste músculo pode ser uma estratégia importante para execução desta atividade.

ACKNOWLEDGEMENTS: Grant 2012/08909-5, São Paulo Research Foundation (FAPESP).

	KINEMATIC (°)		TIME (% do Ciclo)		KINETIC (Nm/Kg)	
	Control	Experimental	Control	Experimental	Control	Experimental
TRUNK						
Tilt	31.2 ± 6.0	35.9 ± 5.1*	60.5 ± 3.7	68.5 ± 2.9***	-	-
Obliquity	(-)3.5 ± 2.4	(-)9.2 ± 2.4***	28.2 ± 1.9	38.0 ± 1.3***	-	-
Rotation	17.1 ± 5.3	11.5 ± 3.2**	-	-	-	-
PELVIS						
Tilt	34.9 ± 5.0	33.2 ± 03.2	-	-	-	-
Obliquity	4.1 ± 1.6	7.3 ± 2.0***	28.1 ± 1.5	37.8 ± 1.2***	-	-
Rotation	14.7 ± 3.0	10.9 ± 1.6***	-	-	-	-
HIP						
IR	8.9 ± 0.9	12.5 ± 3.3**	22.3 ± 1.5	12.3 ± 1.6***	-	-
Adduction	6.9 ± 0.6	10.3 ± 0.6**	33.2 ± 2.7	23.4 ± 3.1***	ABD Mom	1.8 ± 0.5
Flexion	58.6 ± 3.7	54.4 ± 5.4*	34.8 ± 3.3	35.6 ± 3.0	EXT Mom	2.9 ± 0.5
KNEE						
Valgus	7.8 ± 3.0	8.3 ± 2.2	-	-	-	-
IR	14.4 ± 4.6	16.3 ± 5.1	-	-	-	-
Flexion	56.7 ± 4.9	47.8 ± 2.8***	61.8 ± 3.4	58.2 ± 3.3*	EXT Mom	2.8 ± 0.4
FOOT						
DF	32.5 ± 1.54	26.7 ± 0.8**	61.2 ± 3.8	58.2 ± 3.0*	FP Mom	2.4 ± 0.4
Valgus	6.7 ± 2.24	10.6 ± 4.3**	61.7 ± 3.7	58.3 ± 3.1**	Varus Mom	0.4 ± 0.2
Progression	(-) 0.08 ± 7.03	1.5 ± 12.0	-	-	-	-

TABLE 1: Means and standard deviations of the kinematic and kinetic during jumping landing in women with and without PFPS

REFERÊNCIAS

1. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD et al. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, 42,491-501,2012.
2. Souza RB, Powers CM. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, 39, 12-19, 2009.
3. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. **Clin. Biomech.**, 25, 142-146, 2010.
4. Santello, M. **Gait Posture.**, 21, 85-94, 2005.